

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4266539号
(P4266539)

(45) 発行日 平成21年5月20日(2009.5.20)

(24) 登録日 平成21年2月27日(2009.2.27)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 17 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2001-220897 (P2001-220897)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成13年7月23日(2001.7.23)	(74) 代理人	100110777 弁理士 宇都宮 正明
(65) 公開番号	特開2002-102227 (P2002-102227A)	(74) 代理人	100100413 弁理士 渡部 温
(43) 公開日	平成14年4月9日(2002.4.9)	(72) 発明者	佐藤 智夫 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
審査請求日	平成18年1月12日(2006.1.12)	審査官	川上 則明
(31) 優先権主張番号	特願2000-226990 (P2000-226990)		
(32) 優先日	平成12年7月27日(2000.7.27)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波検出方法、超音波検出装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の光学層と第2の光学層とがその間に所定の長さを有するギャップを形成するように配列された超音波 - 光トランスジューサに、前記ギャップの長さよりも長い波長を有する光を前記第1の光学層側から入射させ、前記第1の光学層と前記ギャップとの界面において光を全反射させて反射光を得るステップ(a)と、

前記超音波 - 光トランスジューサに前記第2の光学層側から超音波を印加して、前記第2の光学層を弾性変形させることにより前記第1の光学層から前記ギャップを介して前記第2の光学層に漏れ出す光の強度を変化させるステップ(b)と、

前記第1の光学層から前記ギャップを介して前記第2の光学層に漏れ出す光の強度の変化に応じて変化する反射光の強度分布を2次元的に検出するステップ(c)と、

ステップ(c)において検出された反射光の強度分布に基づいて、前記第2の光学層に印加された超音波の音圧分布を2次元的に求めるステップ(d)と、

前記ギャップの長さを、前記超音波の音圧強度に応じて変化させるステップ(e)と、
を具備し、前記超音波が被検体内部からの超音波反射エコーであり、ステップ(e)が、被検体内のエコー源の深さに対応して前記ギャップの長さを変化させることを含む、超音波検出方法。

【請求項2】

ステップ(c)が、エリアセンサを用いて前記反射光の強度分布を2次元的に検出することを含む、請求項1記載の超音波検出方法。

10

20

【請求項 3】

ステップ (d) が、前記エリアセンサによって検出された反射光の強度分布を並列に読み出すことを含む、請求項 2 記載の超音波検出方法。

【請求項 4】

ステップ (d) が、前記エリアセンサによって検出された反射光の強度分布を時分割で読み出すことを含む、請求項 2 記載の超音波検出方法。

【請求項 5】

ステップ (d) が、前記超音波 - 光トランスジューサに入射された光の強度から、ステップ (c) において検出された反射光の強度を差し引くことにより、前記第 2 の光学層に印加された超音波の音圧分布を求めることを含む、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波検出方法。

10

【請求項 6】

前記ギャップと前記第 2 の光学層との界面の凹凸を調整するステップをさらに具備する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波検出方法。

【請求項 7】

ステップ (a) が、前記超音波 - 光トランスジューサに、P 偏波の光を入射させることを含む、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波検出方法。

【請求項 8】

第 1 の光学層と第 2 の光学層とがその間に所定の長さを有するギャップを形成するように配列された複数の超音波 - 光トランスジューサに、前記ギャップの長さよりも長い波長を有する複数の光を前記第 1 の光学層側からそれぞれ入射させ、前記第 1 の光学層と前記ギャップとの界面において光を全反射させて複数の反射光を得るステップ (a) と、

20

前記複数の超音波 - 光トランスジューサに前記第 2 の光学層側から超音波を印加して、各々の超音波 - 光トランスジューサに含まれる第 2 の光学層を弾性変形させることにより前記第 1 の光学層から前記ギャップを介して前記第 2 の光学層に漏れ出す光の強度を変化させるステップ (b) と、

前記第 1 の光学層から前記ギャップを介して前記第 2 の光学層に漏れ出す光の強度の変化に応じて変化する反射光の強度をそれぞれ検出するステップ (c) と、

ステップ (c) においてそれぞれ検出された反射光の強度から得られた反射光の強度分布に基づいて、前記第 2 の光学層に印加された超音波の音圧分布を 2 次元的に求めるステップ (d) と、

30

前記ギャップの長さを、前記超音波の音圧強度に応じて変化させるステップ (e) と、を具備し、前記超音波が被検体内部からの超音波反射エコーであり、ステップ (e) が、被検体内のエコー源の深さに対応して前記ギャップの長さを変化させることを含む、超音波検出方法。

【請求項 9】

第 1 の光学層と第 2 の光学層とがその間に所定の長さを有するギャップを形成するように配列された超音波 - 光トランスジューサであって、前記第 2 の光学層側から超音波が印加されることにより前記第 2 の光学層が弾性変形すると共に前記ギャップの長さが変化する、前記超音波 - 光トランスジューサと、

40

前記第 1 の光学層と前記ギャップとの界面において光を全反射させるように、前記ギャップの長さよりも長い波長を有する光を前記第 1 の光学層側から入射させる手段と、

前記第 1 の光学層から前記ギャップを介して前記第 2 の光学層に漏れ出す光の強度の変化に応じて変化する反射光の強度分布を 2 次元的に検出する検出手段と、

前記検出手段によって検出された反射光の強度分布に基づいて、前記第 2 の光学層に印加された超音波の音圧分布を 2 次元的に求める信号処理手段と、

前記ギャップの長さを、前記超音波の音圧強度に応じて変化させる調節手段と、を具備し、前記超音波が被検体内部からの超音波反射エコーであり、前記調節手段が、被検体内のエコー源の深さに応じて前記ギャップの長さを変化させる、超音波検出装置。

【請求項 10】

50

前記検出手段が、前記反射光の強度分布を２次元的に検出するエリアセンサを含む、請求項 9 記載の超音波検出装置。

【請求項 11】

前記信号処理手段が、前記エリアセンサによって検出された反射光の強度分布を並列に読み出す、請求項 10 記載の超音波検出装置。

【請求項 12】

前記信号処理手段が、前記エリアセンサによって検出された反射光の強度分布を時分割で読み出す、請求項 10 記載の超音波検出装置。

【請求項 13】

前記信号処理手段が、前記超音波 - 光トランスジューサに入射された光の強度から、前記検出手段によって検出された反射光の強度を差し引くことにより、前記第 2 の光学層に印加された超音波の音圧分布を求める、請求項 9 ~ 12 のいずれか 1 項記載の超音波検出装置。

【請求項 14】

前記ギャップと前記第 2 光学層との界面の凹凸を調整する手段をさらに具備する請求項 9 ~ 13 のいずれか 1 項記載の超音波検出装置。

【請求項 15】

前記超音波 - 光トランスジューサに入射させる光が P 偏波である、請求項 9 ~ 14 のいずれか 1 項記載の超音波検出装置。

【請求項 16】

第 1 の光学層と第 2 の光学層とがその間に所定の長さを有するギャップを形成するように配列された複数の超音波 - 光トランスジューサであって、前記第 2 の光学層側から超音波が印加されることにより、各々の超音波 - 光トランスジューサに含まれる第 2 の光学層が弾性変形すると共に前記ギャップの長さが増加する、前記複数の超音波 - 光トランスジューサと、

前記第 1 の光学層と前記ギャップとの界面において光を全反射させるように、前記ギャップの長さよりも長い波長を有する光を前記第 1 の光学層側から入射させる複数の手段と、

前記第 1 の光学層から前記ギャップを介して前記第 2 の光学層に漏れ出す光の強度の変化に応じて変化する反射光の強度を検出する複数の検出手段と、

前記複数の検出手段によって検出された反射光の強度から得られた強度分布に基づいて、前記第 2 の光学層に印加された超音波の音圧分布を 2 次元的に求める信号処理手段と、
前記ギャップの長さを、前記超音波の音圧強度に応じて変化させる調節手段と、
を具備し、前記超音波が被検体内部からの超音波反射エコーであり、前記調節手段が、被検体内のエコー源の深さに応じて前記ギャップの長さを変化させる、超音波検出装置。

【請求項 17】

被検体に超音波を送信する送信部と、

請求項 9 ~ 16 のいずれか 1 項記載の超音波検出装置と、

前記超音波検出装置によって求められた超音波の音圧分布を表す検出信号に基づいて画像を表示する表示部と、
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、被検体中を伝搬する超音波等の動的変化を検出する方法及び装置に関する。さらに、本発明は、そのような超音波検出装置を備える超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

いわゆる超音波エコー観察等を行う超音波診断装置は、超音波センサ部（探触子）に、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電材料を用いるのが一般的である。

10

20

30

40

50

図18は、従来の探触子の構造を模式的に示す図である。図18の(A)は全体の斜視図、図18の(B)は配列振動子を拡大して示す斜視図である。

図18の(A)に示すように、探触子301は、全体として薄い箱型をしており、細長い長方形の探触面302を有する。探触面302を人体に当てて超音波を送信し、人体の奥部から返ってくる超音波エコーを受信する。探触子301の上側には、超音波送受信信号を伝えるケーブル307が接続されている。

【0003】

探触面302内には、超音波の発振子と受振子を兼ねる、櫛状の配列振動子303が収められている。図18の(B)に示すように、配列振動子303は、薄い(例えば、厚さ0.2~0.3mm)PZTの帯状板に、多数のスリット306(例えば、幅0.1mm)を入れて櫛の歯状の個別振動子305(例えば、幅0.2mm、長さ20mm)を多数(例えば、256個)配列したものである。

10

【0004】

各個別振動子305には電極が形成されており、信号線が接続されている。また、配列振動子303の表面(図の下側)には、ゴムを含む樹脂系材料によって構成される音響レンズ層や整合層が貼られており、裏面側にはバッキング材が貼られている。音響レンズ層は送信する超音波の集束性を良くする。整合層は、超音波の送信効率を高める。バッキング材は、振動子を保持する機能を有するとともに、振動子の振動を早く終了させる。

なお、このような超音波探触子及び超音波診断装置については、東洋出版「超音波観察法・診断法」や、医歯薬出版「基礎超音波医学」に詳しく説明されている。

20

【0005】

ところで、超音波診断分野では、被検者のより詳細な体内情報を取得するために、3次元データの収集が望まれている。それを実現するために、超音波検出素子(超音波センサ)を2次元アレイ化することが求められている。しかし、上記のPZTにおいては、現状以上の微細化と素子集積は、次のような理由により困難である。すなわち、PZT材料(セラミックス)の加工技術が限界に近くなっており、これ以上の微細化は加工歩留まりの極端な低下につながる。また、配線数が増大し、配線の電氣的インピーダンスが増大する。さらに、各素子(個別振動子)間のクロストークが増大する。そのため、PZTを用いた2次元アレイ探触子の実現は、現状では困難と考えられている。

【0006】

ULTRASONIC IMAGING 20, 1-15 (1998)には、Duke大学のE.D. LIGHTらによる「Progress in Two-Dimensional Arrays for Real-Time Volumetric Imaging」と題する文が掲載されている。この文献において、PZT超音波センサの2次元アレイを有する探触子が開示されている。しかし、同時に次のようにも述べられている。「同様の質の画像を得るためには、2次元アレイのエレメント数は $128 \times 128 = 16,384$ が必要である。しかし、そのような多数のRFチャンネルを作ることは、複雑かつコストがかかるので、近い将来には望み薄であろう。また、かくも多数のエレメントを密に結線することは非常に困難である。」(第2頁、第14~18行)

30

【0007】

一方、PZTのような圧電材料を用いない超音波センサとして、光ファイバーを利用したセンサも用いられている。このような光ファイバー超音波センサは、電磁界の影響が大きい場所や、狭小な部位での計測に適している。

40

【0008】

J. Acoust. Soc. Am. 93(2), February 1993, p.1182-1191 には、Patrick J. Phillipsらによる「Optical transducer for reception of ultrasonic waves」と題する論文が掲載されている。この文献において、光の全反射界面近傍の近接場光(エバネセント光)の強度が該近接場に物体が存在することにより変化することを利用した超音波-光トランスジューサが提案されている。また、同文献中には、全反射界面上で光ビームのスポットを走査することにより1次元の超音波音圧分布を求めることも開示されている。

【0009】

50

【発明が解決しようとする課題】

しかし、Phillipsらの文献には、ビーム走査を行うことなく、医用画像診断装置に求められるリアルタイム性のある2次元の超音波音圧分布検出を実行する方法については、なんら具体的な開示はない。

【0010】

本発明はこのような問題点に鑑みてなされた。本発明の目的は、3次元超音波データのリアルタイム収集に適した超音波検出方法及び超音波検出装置、並びに超音波診断装置を提供することである。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波検出方法は、第1の光学層と第2の光学層とがその間に所定の長さを有するギャップを形成するように配列された超音波-光トランスジューサに、ギャップの長さよりも長い波長を有する光を第1の光学層側から入射させ、第1の光学層とギャップとの界面において光を全反射させて反射光を得るステップ(a)と、超音波-光トランスジューサに第2の光学層側から超音波を印加して、第2の光学層を弾性変形させることにより第1の光学層からギャップを介して第2の光学層に漏れ出す光の強度を変化させるステップ(b)と、第1の光学層からギャップを介して第2の光学層に漏れ出す光の強度の変化に応じて変化する反射光の強度分布を2次元的に検出するステップ(c)と、ステップ(c)において検出された反射光の強度分布に基づいて、第2の光学層に印加された超音波の音圧分布を2次元的に求めるステップ(d)と、ギャップの長さを、超音波の音圧強度に応じて変化させるステップ(e)とを具備し、超音波が被検体内部からの超音波反射エコーであり、ステップ(e)が、被検体内のエコー源の深さに対応してギャップの長さを変化させることを含む。

【0012】

また、本発明に係る超音波検出装置は、第1の光学層と第2の光学層とがその間に所定の長さを有するギャップを形成するように配列された超音波-光トランスジューサであって、第2の光学層側から超音波が印加されることにより第2の光学層が弾性変形すると共にギャップの長さが変化する、超音波-光トランスジューサと、第1の光学層とギャップとの界面において光を全反射させるように、ギャップの長さよりも長い波長を有する光を第1の光学層側から入射させる手段と、第1の光学層からギャップを介して第2の光学層に漏れ出す光の強度の変化に応じて変化する反射光の強度分布を2次元的に検出する検出手段と、検出手段によって検出された反射光の強度分布に基づいて、第2の光学層に印加された超音波の音圧分布を2次元的に求める信号処理手段と、ギャップの長さを、超音波の音圧強度に応じて変化させる調節手段とを具備し、超音波が被検体内部からの超音波反射エコーであり、調節手段が、被検体内のエコー源の深さに応じてギャップの長さを変化させる。

【0013】

さらに、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に超音波を送信する送信部と、上記の超音波検出装置と、該超音波検出装置によって求められた超音波の音圧分布を表す検出信号に基づいて画像を表示する表示部とを具備する。

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しつつ詳細に説明する。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検出装置の構成を模式的に示している。

【0015】

図1の左端には、レーザ1が示されている。このレーザ1は、例えばHeNeレーザ(波長 = 632.8nm)である。レーザ1は、図1の右方に向けてレーザ光L1を発する。レーザ1の出力側には、ビームスプリッタとして働くハーフミラー3が、レーザ光1の光路に対して斜めに配置されている。レーザ光L1はハーフミラー3に入射し、該ハーフ

10

20

30

40

50

ミラー 3 を透過する光 L 3 と、反射して図 1 の下方に向かう光 L 2 に分割される。反射された光 L 2 は、P D (フォトダイオード) 5 に入射する。P D 5 の検出した光 L 2 の強度信号は、差動増幅器 3 3 の反転入力に与えられる。

【 0 0 1 6 】

ハーフミラー 3 を透過した光 L 3 は、2 個のレンズ 7 a 及び 7 b からなるビームエキスパンダー 7 に入射する。ビームエキスパンダー 7 は、例えばビーム径 3 mm のレーザー光をビーム径 3 0 mm 程度に拡大する。ビーム径が拡大されたレーザー光をレーザー光 L 4 とする。レーザー光 L 4 は、三角プリズム 1 3 の左側の斜面に入射する。

【 0 0 1 7 】

本実施形態における超音波 - 光トランスジューサ 1 1 は、三角プリズム 1 3 と、スペーサ 1 5 と、オプティカルフラット 1 7 と、音響整合層 1 9 とを備えている。三角プリズム 1 3 は、二等辺三角形を底面とする三角柱の形状をしており、例えば、光学ガラスから成っている。図 1 において、三角プリズム 1 3 は、図中下側の側面 (以下、「三角プリズムの主面」、又は、「第 1 光学界面」という。) をオプティカルフラット 1 7 に向けている。三角プリズム 1 3 において、超音波の検出に用いるレーザー光 L 4 が左側の斜面から入射して屈折し (L 5)、三角プリズムの主面 S 1 で全反射し (L 6)、三角プリズム 1 3 の右側の斜面から屈折して三角プリズム外に出て行く (L 8)。三角プリズム 1 3 の主面 S 1 を形成している光学ガラス層が、第 1 光学層を構成している。三角プリズム 1 3 の主面 S 1 は表面粗さ $\lambda / 1 0$ 以下のきわめて平面度の高い面となっている。

【 0 0 1 8 】

三角プリズム 1 3 の主面 S 1 の両端にはスペーサ 1 5 が配置されている。スペーサ 1 5 は、例えばアルミニウム (A l) を厚さ 3 0 nm に蒸着して形成したものである。このスペーサ 1 5 により、三角プリズム 1 3 とオプティカルフラット 1 7 間のギャップ 1 4 の長さが決定される。ギャップ 1 4 は、例えば、空気を満たされている。

【 0 0 1 9 】

ギャップ 1 4 及びスペーサ 1 5 の下側には、オプティカルフラット (第 2 光学層) 1 7 が配置されている。オプティカルフラット 1 7 は、例えば、光学ガラスからなるフラットな板である。オプティカルフラット 1 7 において、三角プリズム側の面 (図 1 の上側) S 2 は、面粗さが上記の三角プリズムの主面 S 1 と同じく $\lambda / 1 0$ と、きわめて平面度の高い面である。また、オプティカルフラット 1 7 の厚さ (例えば、1 mm) もきわめて均一である。

【 0 0 2 0 】

オプティカルフラット 1 7 において、プリズムの反対側の面には、音響整合層 1 9 が設けられている。音響整合層 1 9 は、例えば、樹脂材料からなり、厚さ 0 . 1 ~ 0 . 2 mm を有している。

音響整合層 1 9 において、オプティカルフラットの反対側の面は (図 1 の下側)、被検体 (例えば、人体表面) 2 1 に接している。被検体 2 1 中を伝搬する超音波 2 3 は、音響整合層 1 9 を介してオプティカルフラット 1 7 に印加される。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、図 1 に示すような超音波検出装置に含まれる超音波 - 光トランスジューサの主要部を模式的に示している。図 2 の上側から下側に向かって、三角プリズム (第 1 光学層) 1 3 と、ギャップ 1 4 と、オプティカルフラット (第 2 光学層) 1 7 と、音響整合層 1 9 と、被検体 2 1 とが、順に示されている。

【 0 0 2 2 】

このトランスジューサには、光 L 5 が、第 1 光学界面 S 1 に第 1 光学層 1 3 とギャップ 1 4 との臨界角以上の角度で入射し、全反射する (反射光 L 6)。しかし、第 1 光学界面 S 1 の下には、エバネセント場が生じ近接場光 (エバネセント光) L 7 が出ている。この近接場光 L 7 は、界面 S 1 から少し離れると著しく減衰する。しかしながら、ギャップ 1 4 の長さ D が光の波長 λ よりも小さい場合には、相当の強さの近接場光 L 7 がオプティカルフラット 1 7 に漏れ出す。例えば、光の波長が 6 3 2 . 8 nm で、ギャップ 1 4 の長さが

10

20

30

40

50

の5%程度の場合、 $\theta = 70^\circ$ で光L5を入射すると、漏れ出す近接場光L7の強度は、光L5の80%程度となる。反射光L6の強度は、漏れ出す近接場光L7の強度の分だけ、入射光L5の強度より小さくなる。したがって、入射光L5と反射光L6の強度を検出してその差を求めることにより、近接場光L7の強度を計測できる。

【0023】

被検体21中を伝搬する超音波23は、整合層19を介してオプティカルフラット17に印加される。整合層19の音響インピーダンス Z_3 は、被検体21の音響インピーダンス Z_{OBJ} より大きく、第2光学層の音響インピーダンス Z_2 よりは小さく、仮に1層で実現すると、次式を満足することが望ましい。

【数1】

$$Z_3 = \sqrt{Z_{OBJ} \cdot Z_2}$$

このような関係を満たす整合層19を設けることによって、超音波23がオプティカルフラット17へ入射しやすくなる。オプティカルフラット17は、印加された超音波によって超音波音圧を受け、振動する。この振動に応じて、オプティカルフラット17の三角プリズム13側の面(図2の上面)S2が動き、ギャップ14の長さDは、場所によって動的に変化する。

【0024】

近接場光L7の強度は、ギャップ14の長さDによって変化する。したがって、近接場光L7の強度の界面S1のある範囲における2次元的分布を計測できれば、被検体21内を伝搬する超音波23の音圧分布を検出できる。

【0025】

ここで、各光学層の光学特性の例を次に述べる。

第1光学層13：光学ガラス(BK7)、屈折率 $N_1 = \text{約} 1.5$ 、音響インピーダンス $Z_1 = 15.44 \times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

ギャップ14：空気、屈折率 $N_{GAP} = 1.0$ 、音響インピーダンス $Z_{GAP} = 415 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

第2光学層17：光学ガラス(BK7)、屈折率 $N_2 = \text{約} 1.5$ 、音響インピーダンス $Z_2 = 15.44 \times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

音響整合層19：樹脂、音響インピーダンス(1層として) $Z_3 = \text{約} 4.74 \times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

被検体21：人体、音響インピーダンス $Z_{OBJ} = 1.5 \times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

【0026】

ここで、近接場光を利用する超音波トランスジューサとして必要あるいは望ましい特性は、以下の通りである。

1 $N_1 > N_{GAP}$ で両者の差は大きいほどよい。

第1光学層13とギャップ14の界面S1で全反射が起こるための条件である。差が大きいほどよいのは、エバネッセント光が境界面近傍で急速に変化するためである。

2 $N_1 > N_2$

第1光学界面S1下のギャップ14に生じている近接場光L17が、第2光学層17に漏れ出すための条件である。ギャップの長さが0のときは、第1光学層から第2光学層へ光は全透過する。

3 $Z_2 > Z_{GAP}$

第2光学層17の振動に応じてギャップ14の長さDが変化しやすいための条件である。

4

10

20

30

40

50

【数 2】

$$Z_3 \doteq \sqrt{Z_{\text{OBJ}} \cdot Z_2}$$

被検体の超音波が、音響整合層、オプティカルフラットに反射せずに入射しやすくなるための条件である。

10

【0027】

図3は、図1に示す超音波検出装置のトランスジューサに含まれる第1光学界面における入射光の偏波面を模式的に示す図である。

図3には、第1光学層13、第1光学界面S1、ギャップ14が示されている。入射光L5は、第1光学界面S1に入射し、反射する(反射光L6)。第1光学界面S1のギャップ14側には、近接場光L7が漏れ出している。ここで、本発明の目的をよりよく達成するために、入射光L5は、光の振動方向がギャップの厚み変化の方向と一致するような偏波面を有し、ギャップの長さ変化による光強度変化がS偏波より大きいP偏波であることが好ましい。

20

【0028】

このために、直線偏光のレーザを光源に用いたり、円偏光などの直線偏光以外のレーザ光を偏光子により偏波面を制御することにより、超音波の検出に用いる光の偏波面が入射面に平行(P偏波)になるよう調整することが好ましい。

【0029】

再び図1を参照すると、三角プリズム13から出た光L8は図の右方に進んでPDアレイ31に入射する。PDアレイ31は、多数の小形のPDが行列状に並べられたものである。このPDアレイ31において光L8の強度分布が計測される。

【0030】

各PDが検出した強度の電気信号は、差動増幅器33に入力される。この差動増幅器33は、光源のドリフトなどの変動をキャンセルするためのもので、1個のPDに対して1個設けられている。差動増幅器33には、レーザ1の出力側のハーフミラー3の反射光L2を検出しているPD5からも、トランスジューサ11に入射する光L3の強度に関する電気信号が入力される。PD5により光源(レーザ1)の変動を検出しておき、各差動増幅器33によって、上述の入射強度とレーザ1の変動値との差をとる。この差動増幅器33の出力信号は、近接場光の強度に対応し、言い換えれば、三角プリズム13とオプティカルフラット17との間のギャップ長に対応する。従って、この信号を適切に処理することにより、オプティカルフラットに加わる超音波の音圧分布を検出できる。

30

【0031】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波検出装置について、図4及び図5を参照しながら説明する。

40

図4は、本実施形態に係る超音波検出装置の構成を模式的に示す系統図である。この超音波検出装置は、以下の点について、図1の超音波検出装置と異なっている。

(1) 光源がパルスレーザ55であり、電源51とレーザ55の間に可変遅延回路53が挿入されている。

(2) 光検出用のエリアセンサがCCD撮像素子(カメラ)57であり、同カメラ57は時分割で各画素の受けた強度情報を読み出し、その電気信号は差動増幅器59に入力される。

【0032】

ここで、この超音波検出装置の動作を説明する。図5は、図4に示す超音波検出装置の動作タイミングを表すタイミングチャートである。

50

図5の最上段は、送信される超音波の出力タイミングを示している。この例では、61、62、63で示す3回の超音波送信を行っている。1回目の超音波送信と2回目の超音波送信の間隔は T_{PR1} であり、2回目の超音波送信と3回目の超音波送信の間隔は T_{PR2} である。 $T_{PR1} < T_{PR2}$ としたのは、画像をとっている部分の深度が1回目より2回目の方が深く、超音波送信後、エコーを得るまでの時間が深度に応じて長い($T_{D1} < T_{D2}$)ためである。

【0033】

図5の2段目は、パルスレーザの点灯タイミングを示している。1回目の超音波送信61から遅延時間 T_{D1} だけ遅れて短時間点灯64を行う。2回目は、超音波送信62から遅延時間 T_{D2} だけ遅れて短時間点灯65を行う。 $T_{D1} < T_{D2}$ としているのは、2回目は1回目よりも被検体の深い部分からの超音波反射エコーを検出するためである。ここで、1回目の点灯64で身体の表面から80mmの深さの断面を狙い、2回目の点灯65で、1回目の点灯64による断面より1mm深い断面(身体の表面より81mm)を狙うものとする。また、超音波の伝搬方向のスライス厚を0.5mmとし、体内での超音波の伝搬速度を1600m/sとすると、 T_{D1} 、 T_{D2} 、点灯時間 T_{ON} は以下となる。

$$T_{D1} = (2 \times 0.08) / 1600 = 100 \mu s$$

$$T_{D2} - T_{D1} = (2 \times 0.001) / 1600 = 1.25 \mu s$$

$$T_{ON} = (2 \times 0.5 \times 10^{-3}) / 1600 = 625 ns$$

図5の3段目は、CCDの画像読み出しタイミングを示している。レーザ点灯64、65から、それぞれ読み出し時間 T_R をかけて画像を読み出す。

【0034】

このように、レーザをパルス駆動し、超音波強度に依存した全反射光がエリアセンサに入射する時間帯を限定することにより、被検体の特定深さから反射された超音波を光によって検出することができる。この場合、超音波トランスジューサに入射する光源の点灯は、被検体内の任意深さの情報を収集するのに適当な時間だけ、超音波の送信から遅らせて動作させる。

【0035】

次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波検出装置について説明する。図6は、本発明の第3の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を模式的に示す系統図である。この超音波検出装置においては、エリアセンサにシャッタを設けることにより、超音波強度に依存した全反射光がエリアセンサに入射する時間帯を限定している。

【0036】

図6において、レーザ71は、連続して発振している。レーザ71とビームエキスパンダー7の間に置かれたシャッタ77は、光源(レーザ71)の外部から入射光の点滅を制御する。シャッタ77は、可変遅延回路73及びシャッタ駆動回路75により駆動される。このように、シャッタでタイミング調整する方法は、メカ動作で入射光を点滅させるので、動作速度を高速化できないという欠点はあるが、高価なパルスレーザを使用しないので、コストダウンできるという利点がある。

【0037】

次に、本発明の第4の実施形態に係る超音波検出装置について説明する。図7は、本発明の第4の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を模式的に示す系統図である。

図7において、この超音波検出装置は、超音波-光トランスジューサ11とCCD撮像素子57との間にシャッタ79を有しており、このシャッタによってCCD57への入射光のタイミングが制御される。シャッタ79は、可変遅延回路73及びシャッタ駆動回路75により駆動される。シャッタ79は、外付けのメカシャッタでもよいし、CCD撮像素子内蔵の電子シャッタでもよい。このように受光側にシャッタを置くと、メカシャッタの場合には動作速度を高速化できないという欠点はあるが、高価なパルスレーザを使用しないので、コストダウンできるという利点がある。

【0038】

次に、本発明の第5の実施形態に係る超音波検出装置について説明する。図8は、本発明

10

20

30

40

50

の第5の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を模式的に示す系統図である。

この超音波検出装置は、複数の超音波 - 光トランスジューサ84、85を用いて、超音波検出領域88のそれぞれの位置における音圧分布を測定するものである。各トランスジューサ84、85には、1台のレーザ81から複数のミラー82、83を介して光がそれぞれ送られる。複数のトランスジューサ84、85からの出力光は、複数の受光素子86、87にそれぞれ送られる。

【0039】

本実施形態によれば、例えば、図1に示すPDアレイにおけるように、トランスジューサから出射した光を、さらに分割して受光する必要がないので、各受光素子において十分な強度を確保でき、S/Nを向上できる。また、ギャップの長さも、例えば、図1に示すような面一括露光型（超音波検出領域全体にわたって1枚のオプティカルフラットを用いるもの）に比べて均一に調整しやすく、複数の受光素子間の感度のバラツキを少なくできるという利点がある。

【0040】

次に、本発明の第6の実施形態に係る超音波検出装置について、図9及び図10を参照しながら説明する。

図9は、本発明の第6の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を模式的に示す系統図である。図9において、超音波 - 光トランスジューサ92が1次元アレイに配置されている。即ち、この超音波検出装置においては、多数（例えば、128台）のレーザ光源91と、トランスジューサ92と、PD95と、差動増幅器96とをそれぞれ並列に配置して、それぞれ独立、且つ、並列に測定を行う。

【0041】

複数のトランスジューサ92を含むアレイは、駆動装置93によって図中の矢印102の方向に走査される。この走査により、測定領域94の2次元測定が行われる。一方、測定領域94には、超音波送信部98から超音波が送信される。超音波送信部98は、コントローラ100に制御される駆動回路99によって駆動される。

【0042】

複数のトランスジューサ92からの光信号は、複数のPD95で電気信号にそれぞれ変換された後に、複数の差動増幅器96でそれぞれ差動増幅され、データ取り込み回路97に送られる。データ取り込み回路97に取り込まれたデータは、コントローラ100に送られて画像化処理され、CRT（表示装置）101に表示される。

【0043】

ここで、この超音波検出装置の動作について説明する。

図10は、図9に示す超音波検出装置の動作タイミングを表すタイミングチャートである。図10の最上段は、超音波送信部98が送信する超音波パルスを示す。この例では、103、104、105、106で示す4回の超音波パルスを送信している。各パルスは、等間隔で出力されている。

図10の2段目は、トランスジューサ92の出力を示す。超音波送信部98の超音波パルス出力から所定の時間遅延して、107、108、109、110で示す4回の光信号が、PD95により検出される。

【0044】

図10の3段目は、PD95から出力された検出信号の取り込みタイミングを示す。即ち、トランスジューサ92から出力される光信号に対応して、111、112、113、114の4回、検出信号がデータ取り込み回路97に取り込まれる。

【0045】

図10の4段目は、トランスジューサ92のアレイを駆動させる駆動装置93の動作タイミングを示す。PD95からの検出信号の取り込みが終了するごとに、駆動装置93は、115、116、117、118の4回、所定の距離だけ矢印102方向にトランスジューサ92のアレイを移動させる。移動が完了すると、超音波送信部98から次のパルスが出力される。

10

20

30

40

50

【0046】

この超音波検出装置の特長は、超音波 - 光トランスジューサを1次元アレイに配置し、該1次元アレイを機械的に走査することにより2次元の超音波分布を計測していることである。一般に、2次元に三角プリズムを配置し、外部から光を三角プリズムに入射させることは、光の入射方向に沿って隣接する三角プリズムに光ビームが重なるために難しい。また、先に述べたように、面一括露光型のトランスジューサでは、ギャップの長さを均一にすることが難しく、複数の受光素子間の感度のバラツキが生じる。これに対して、複数の三角プリズムを1次元に配置し、他の一軸方向は機械的に走査すると、2次元的に三角プリズムを配置した場合の不都合は解決される。また、面一括露光で問題となっていたギャップの長さのバラツキによる受光素子間の感度ムラは、個別素子を用いているので調整可能となる。

10

【0047】

次に、本発明の第7の実施形態に係る超音波検出装置について説明する。図11は、本実施形態に係る超音波検出装置の全体構成及び拡大した一部を模式的に示している。

図11に示すように、複数の超音波 - 光トランスジューサユニット119がオプティカルフラット120上に2次元に配置されて、2次元のアレイセンサの画素を形成している。各超音波 - 光トランスジューサユニット119において、光源121と、マイクロレンズ122と、三角プリズム123と、2つの受光素子124a及び124bと、差動増幅器125とが、1つのケース126内に設けられている。ケース126は、スペーサ127を介してオプティカルフラット120上に配置されている。超音波はオプティカルフラット120の下から放射される。

20

【0048】

三角プリズム123は、三角プリズムの主面をオプティカルフラット120に向けて配置されている。光源121から発せられた光はマイクロレンズ122を通過して超音波の検出に用いる光となる。この光は三角プリズム123の左側の斜面から入射し、入射光の内、一部の光は反射して受光素子124aに受光される。また、該入射光の内、残りの光は屈折し、主面で全反射し、再び三角プリズム123の右側の斜面から屈折して三角プリズム123の外に出て、受光素子124bに受光される。受光素子124a及び124bで受光された光は、差動増幅器125において差動増幅され、該差動増幅器125の先に接続されているデータ取り込み回路に送られる。

30

【0049】

本実施形態によれば、光源・三角プリズム・受光素子等を含むユニットによって1つの画素に相当する領域の超音波を検出するので、第6の実施形態のように外部から導光するのとは異なり、各受光素子間の感度バラツキが少ない状態で、超音波 - 光トランスジューサの2次元化が可能となる。

【0050】

本発明に係る超音波検出装置又は方法は、超音波以外の圧力を検出するセンサにも適用することができる。

図12は、本発明に係る超音波検出装置又は方法を利用して水圧を計測する水圧センサの構成の一部を模式的に示す系統図である。

40

この水圧センサは、トランスジューサ129のオプティカルフラット130に水圧がかかる構成となっている。レーザ光源131から発せられたパルスレーザ光は、ビームエキスパンダー132を通過して水圧の検出に用いる光となる。この光は、三角プリズム133の左側の斜面から入射して屈折し、主面で全反射し、再び三角プリズム133の右側の斜面から屈折して三角プリズム133外に出て行く。主面から反射された光は、CCD撮像素子134で受光され、CCD撮像素子134の先に接続されているデータ取り込み回路に出力される。この水圧センサのその他の構成については、図1と同様である。

【0051】

図13は、本発明に係る超音波検出装置及び方法を利用して衝撃力を計測する衝撃力センサの構成の一部を模式的に示している。

50

この衝撃力センサは、トランスジューサ 135 のオプティカルフラット 136 に衝撃力がかかる構成となっている。なお、この衝撃力センサのその他の構成については、図 1 と同様である。

【0052】

以上に述べたような超音波検出装置においては、様々な改良を加えることができる。

図 14 は、図 1 に示す超音波検出装置に含まれる超音波 - 光トランスジューサに改良を加えた例を示している。

図 14 に示す超音波 - 光トランスジューサにおいて、三角プリズム 13 とオプティカルフラット 17 との間のギャップ 14 の長さは、変更することができる。即ち、三角プリズム 13 の主面 S1 とオプティカルフラット 17 との間に配置されているスペーサ 15 の厚さを可変とすることによって、ギャップ 14 の長さを変えている。スペーサ 15 の厚さは、例えば、PZT 等の圧電素子で作製された微動ステージをスペーサのように介在させ、この圧電素子に印加する電圧を変えることによって変更することができる。

10

【0053】

三角プリズム 13 とオプティカルフラット 17 間のギャップ 14 の長さは、オプティカルフラット 17 に漏れ出す近接場光の強度に影響を与えるものであり、言い換えれば、超音波エコーの検出感度に影響を与える。例えば、パルス発振時からの経過時間が長くなるほど、即ち、エコー源の深さが深くなるほど、超音波は大きく減衰する。このため、時間の経過とともにギャップ 14 の長さを小さくして検出感度を高くすることによって、入射する超音波エコーの強度に検出感度を合わせることができる。

20

【0054】

ここで、図 15 を参照しながら、このような機能について詳しく説明する。図 15 の (A) は、パルス発振時からの経過時間とギャップの長さとの関係を示すグラフであり、図 15 の (B) はパルス発振時からの経過時間と超音波反射エコーの検出感度との関係を示すグラフである。図 15 の (A) 及び (B) において、横軸は発振時からの経過時間、図 15 の (A) の縦軸はギャップの長さ、図 15 の (B) の縦軸は検出感度を示している。

【0055】

経過時間が短いとき、即ち、エコー源が浅いときには、図 15 の (A) に示すようにギャップを厚くすることによって、図 15 の (B) に示すように検出感度を下げている。反対に、経過時間が長いとき、即ち、エコー源が深いときには、図 15 の (A) に示すようにギャップを薄くすることによって、図 15 の (B) に示すように、検出感度を上げている。これは、経過時間 (エコー源の深さ) とともに増幅器のゲインを変える機能、即ち、現在の超音波画像診断装置で、「TGC (Time Gain Compensation)」、或いは、「STC (Sensitivity Time Control)」と呼ばれている機能と同様のものである。

30

【0056】

図 16 は、図 1 に示す超音波検出装置に含まれる超音波 - 光トランスジューサに改良を加えた別の例を示している。

この超音波 - 光トランスジューサは、局所的な凹凸を補正する機構を有している。オプティカルフラット 17 の被検体側の面には、2次元に PZT が配列された PZT アレイ 137 を介して固定板 138 が設けられている。各 PZT に印加する電圧を個別に制御して PZT の厚さを変えることにより、オプティカルフラット 17 の凹凸を解消することができる。固定板 138 は、音響インピーダンスが PZT に近い材料、例えば、分極処理をしていない PZT 等の材料で作製される。

40

なお、局所的な凹凸の補正としては、三角プリズム 13 とオプティカルフラット 17 の面精度を $1/10$ とすることでも行うことができる。

【0057】

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 17 を参照しながら説明する。図 17 は、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

この超音波診断装置は、駆動部 201 と、探触子 209 と、信号処理部 211 と、テレビ

50

走査変換部 213 と、表示部（テレビモニタ）215 とを含んでいる。

駆動部 201 は、パルス状の超音波駆動信号を、PZT や PVD F 等を含む超音波送信用トランスジューサ 203 に出力する。トランスジューサ 203 は、被検体 206 内に向かって超音波を送信する。トランスジューサ 203 の下方には超音波用ハーフミラー 205（樹脂製の板等）が配置されている。超音波エコー 207 は、被検体 206 において図 17 の上方に反射され、探触子 209 内の超音波用ハーフミラー 205 によって右方に反射され、2次元アレイ超音波検出部 208 に入射する。

【0058】

超音波検出部 208 は、受信した超音波信号を光信号に変換して信号処理部 211 に出力する。信号処理部 211 は、検出部 208 から出力された光信号を電気信号に変換する。テレビ走査変換部 213 は、信号処理部 211 からの信号を増幅し、更に必要な処理を行った後に、画像化処理を行う。画像化処理された信号は、表示部（テレビモニタ）215 に送られ、画像表示される。

10

【0059】

以上、図面を参照しつつ本発明の具体例を説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、さまざまな改変・追加を行うことができる。

【0060】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、3次元超音波データをリアルタイムで収集することができる。従って、そのようにして収集されたデータを利用することにより、良質な超音波画像を得ることが可能である。

20

【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検出装置の構成を示す模式図である。

【図2】図1の超音波検出装置に含まれている超音波-光トランスジューサの一部を示す模式図である。

【図3】図1の超音波検出装置に含まれている超音波-光トランスジューサの第1光学界面における入射光の偏波面を示す模式図である。

【図4】本発明の第2の実施形態に係る超音波検出装置の構成を示す模式図である。

【図5】図4の超音波検出装置の動作タイミングを表すタイミングチャートである。

【図6】本発明の第3の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を示す模式図である。

30

【図7】本発明の第4の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を示す模式図である。

【図8】本発明の第5の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を示す模式図である。

【図9】本発明の第6の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成を示す模式図である。

【図10】図9の超音波検出装置の動作タイミングを表すタイミングチャートである。

【図11】本発明の第7の実施形態に係る超音波検出装置の全体構成及び拡大した一部を示す模式図である。

【図12】本発明の超音波検出方法を利用して水圧を計測する水圧センサの全体構成を示す模式図である。

【図13】本発明の超音波検出方法を利用して衝撃力を計測する衝撃力センサの全体構成を示す模式図である。

40

【図14】第1の実施形態を改良した超音波検出装置の一部を拡大して示す模式図である。

【図15】図15の(A)は、パルス発振時からの経過時間とギャップの長さの関係を示す図であり、図15の(B)はパルス発振時からの経過時間と超音波反射エコーの検出感度の関係を示す図である。

【図16】第1の実施形態を改良した超音波検出装置の他の例の一部を拡大して示す模式図である。

【図17】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図18】図18の(A)は、従来の探触子の構造を模式的に示す図であり、図18の(B)

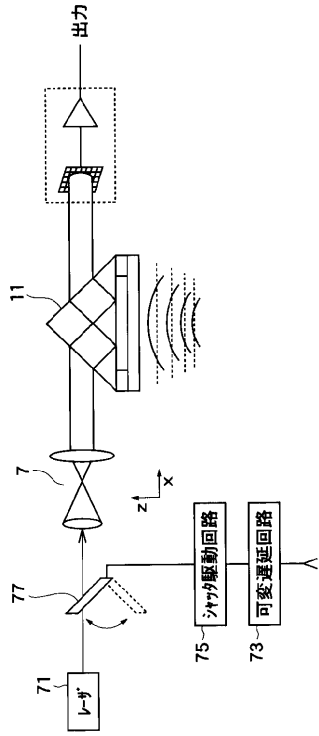
50

B) は、図 18 の (A) の一部を示す拡大図である。

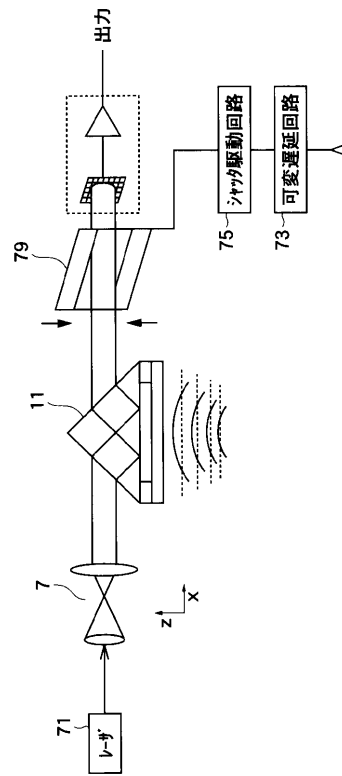
【符号の説明】

1、55、71、81、91、121、131	光源 (レーザー)	
3	ハーフミラー	
5、95	PD (フォトダイオード)	
7、132	ビームエキスパンダー	
7a、7b	レンズ	
11、84、85、92、129、135	超音波 - 光トランスジューサ	
13、123、133	三角プリズム (第 1 光学層)	
14	ギャップ	10
15、127	スペーサ	
17、130、136	オプティカルフラット (第 2 光学層)	
19	音響整合層	
21	被検体	
23	超音波	
31	PD アレイ	
33、59、96、125	差動増幅器	
51	電源	
53、73	可変遅延回路	
57、134	CCD 撮像素子 (カメラ)	20
75	シャッタ駆動回路	
77、79	シャッタ	
82、83	ミラー	
86、87	受光素子	
88、94	超音波検出領域 (測定領域)	
93	駆動装置	
97	データ取り込み回路	
98	超音波送信部	
99	駆動回路	
100	コントローラ	30
101	CRT (表示装置)	
119	超音波 - 光トランスジューサユニット	
122	マイクロレンズ	
124a、124b	受光素子	
126	ケース	
137	PZT アレイ	
138	固定板	
201	駆動部	
203	超音波送信用トランスジューサ	
205	超音波用ハーフミラー	40
206	被検体	
207	超音波エコー	
208	超音波検出部	
209	探触子	
211	信号処理部	
213	テレビ走査変換部	
215	表示部 (テレビモニタ)	

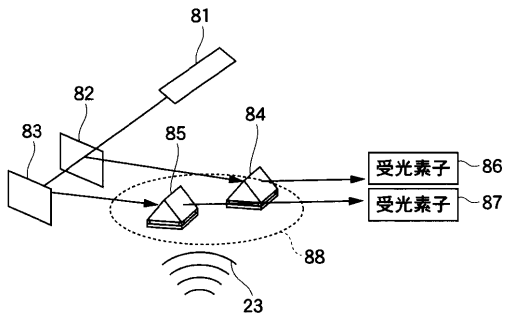
【図6】



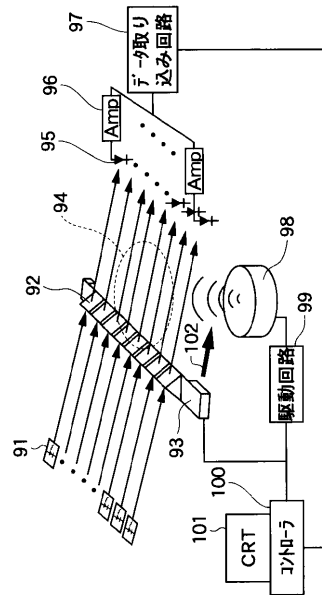
【図7】



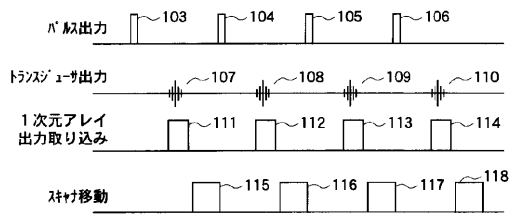
【図8】



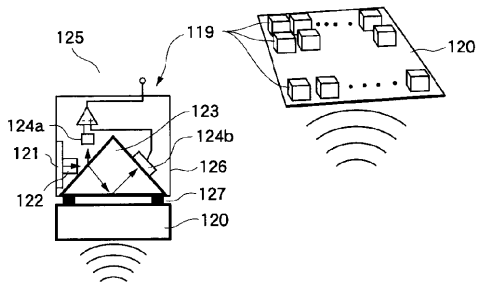
【図9】



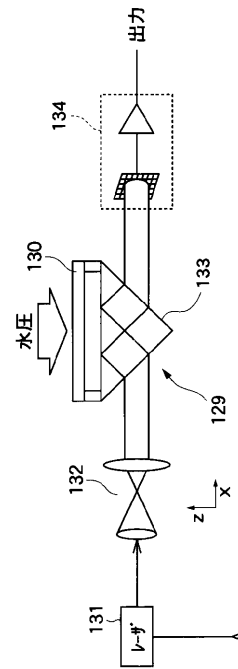
【図10】



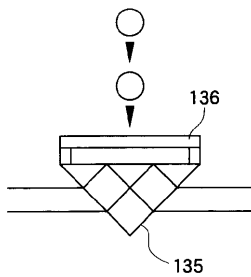
【図11】



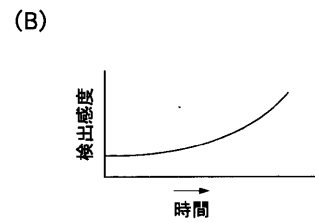
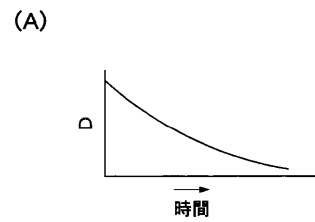
【図12】



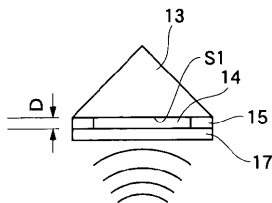
【図13】



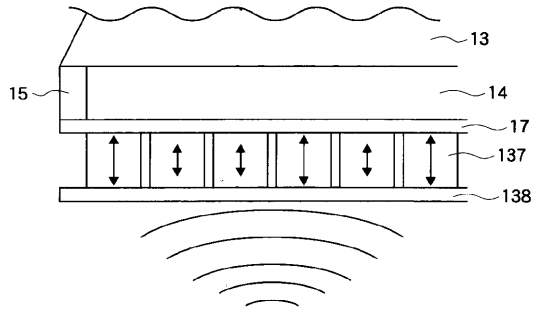
【図15】



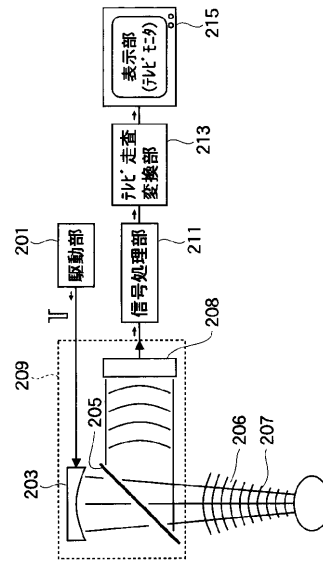
【図14】



【図16】

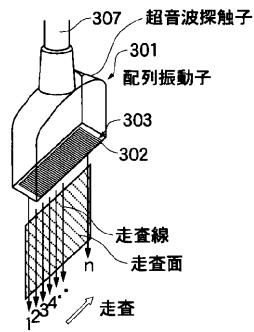


【図17】

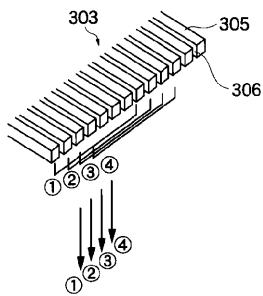


【図18】

(A)



(B)



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平02 - 254405 (JP, A)
特開2000 - 115871 (JP, A)
特開2000 - 069593 (JP, A)
特表2001 - 515224 (JP, A)
特開平06 - 300693 (JP, A)
清水壮、崔博坤、エバネッセント光による超音波音場の計測、信学技法、日本、社団法人電子情報通信学会、1997年 1月24日、Vol.96 No.472, p45-50
Phillips et al., Optical transducer for reception of ultrasonic waves, The Journal of the Acoustic Society of America, 米国、Acoustical Society of America, 1993年 2月, Vol.93, No.2, p.1182-1191

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

JSTPlus(JDreamII)

JMEDPlus(JDreamII)

专利名称(译)	超声波检测方法，超声波检测装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP4266539B2	公开(公告)日	2009-05-20
申请号	JP2001220897	申请日	2001-07-23
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00 G01N29/24 G01N29/26 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/00.501 G01N29/24 G01N29/26.503 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	2G047/CA04 2G047/DB02 2G047/DB12 2G047/EA09 2G047/EA10 2G047/GA01 2G047/GA02 2G047/GB28 2G047/GD01 2G047/GF18 2G047/GF25 2G047/GG34 4C301/AA01 4C301/BB12 4C301/BB13 4C301/BB40 4C301/EE10 4C301/EE11 4C301/EE12 4C301/GA01 4C301/GA02 4C301/GB21 4C301/HH40 4C301/JA03 4C301/JB29 4C601/BB03 4C601/BB30 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GA01 4C601/GA02 4C601/GB24 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD03 4C601/JB01 4C601/JB08 4C601/JB34 4C601/JB45 5D019/BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	宇都宫正明		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2000226990 2000-07-27 JP		
其他公开文献	JP2002102227A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种甚至适用于三维超声数据的实时采集的超声波检测方法和超声波检测装置。解决方案：超声波检测装置设置有超声波光学换能器，其中排列第一光学层和第二光学层，以便在其间形成给定长度的间隙，并且其中施加超声波。第二光学层侧弹性变形第二光学层并改变间隙长度，用于在第一光学层侧上照射波长长于间隙长度的光的装置，使得光在第一光学层和第一光学层之间的界面上完全反射。间隙，用于二维检测反射光的强度分布的检测装置，该检测装置可根据通过间隙从第一光学层泄漏到第二光学层的光强度的变化而变化，以及用于二维的信号处理装置根据强度分布计算施加到第二光学层的超声波的声压分布由检测装置检测的反射光。

