

(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2001 - 330509

(P2001 - 330509A)

(43)公開日 平成13年11月30日(2001.11.30)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
G 0 1 H 9/00		G 0 1 H 9/00	C 2 F 0 6 5
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 F 0 6 8
G 0 1 B 11/00		G 0 1 B 11/00	G 2 G 0 4 7
			B 2 G 0 6 4
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 11 O L (全 9 数) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願2000 - 151135(P2000 - 151135)

(22)出願日 平成12年5月23日(2000.5.23)

(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

神奈川県足柄上群開成町宮台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)

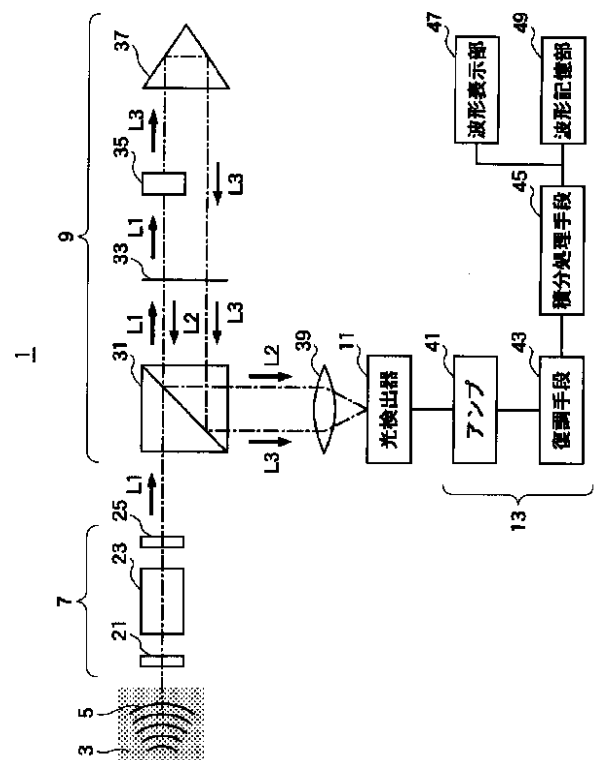
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 動的変化検出方法、動的変化検出装置及び超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 環境変化や各レーザー素子間の固体差による影響をキャンセルでき、安定した検出を行うことのできる動的変化検出方法を提供する。

【解決手段】 超音波5をレーザー7の全反射ミラー21に伝播させて変位させることにより、周波数変調を起こさせながら、レーザー光L1を射出して光L2、L3に分割し、光L2、L3を互いに光路長の異なる光路を通過させるとともに、光L2、L3の間に周波数シフトを生じさせ、その後光L2、L3を合波して干渉させ、干渉光を検出して強度信号を得、その強度信号を復調させてレーザー光L1の周波数変調信号を検出し、その周波数変調信号から、レーザー7に伝搬する超音波5を検出する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の動的変化をレーザーの共振器ミラーに伝播させて該ミラーに動的摂動を生じさせることにより、周波数変調を起こさせながら、レーザー光を射出し、

該レーザー光を分割し、

分割された光（分割光）の各々を互いに光路長の異なる光路を通過させるとともに、前記分割光間に周波数シフトを生じさせ、

その後に各分割光を合波して干渉させ、

干渉光を検出して強度信号を得、

該強度信号を復調させて前記レーザー光の周波数変調信号を検出し、

該周波数変調信号から、前記レーザー共振器に伝搬する前記動的変化を検出することを特徴とする動的変化検出方法。

【請求項 2】 前記レーザー共振器を複数個、列状あるいは行列状にアレー化配置して被検体の動的変化を検出することを特徴とする請求項 1 記載の動的変化検出方法。

【請求項 3】 前記レーザーが外部共振器型であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の動的変化検出方法。

【請求項 4】 前記レーザーが垂直型共振器 LD（面発光レーザー）であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の動的変化検出方法。

【請求項 5】 前記動的変化が前記被検体中を伝搬する音波であることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項記載の動的変化検出方法。

【請求項 6】 被検体からの動的変化が伝搬されるレーザー共振器を有し、その動的摂動により該レーザーの発する光に周波数変調を起こすレーザーと、

該レーザーの射出したレーザー光を分割する手段と、分割された各分割光の通過する互いに光路長の異なる二つの光路と、

両光路中で前記分割光間に周波数シフトを生じさせる手段と、

その後に各分割光を合波して干渉させる手段と、

干渉光を検出して強度信号を得る光検出器と、

該強度信号を復調させて前記レーザー光の周波数変調信号を検出する手段と、

を備え、

該周波数変調信号から前記動的変化を検出することを特徴とする動的変化検出装置。

【請求項 7】 前記レーザー共振器を複数個、列状あるいは行列状にアレー化配置して被検体の動的変化を検出することを特徴とする請求項 1 記載の動的変化検出装置。

【請求項 8】 前記レーザーが外部共振器型であることを特徴とする請求項 6 又は 7 記載の動的変化検出装置。

【請求項 9】 前記レーザーが垂直型共振器 LD（面発

光レーザー）であることを特徴とする請求項 6 又は 7 記載の動的変化検出装置。

【請求項 10】 前記動的変化が前記被検体中を伝搬する音波であることを特徴とする請求項 6 ～ 9 のいずれか 1 項記載の動的変化検出装置。

【請求項 11】 被検体に超音波を送信する送信部と、該被検体からの超音波反射エコーを受信し電気信号に変換する受信部と、

該受信部の信号を受け画像化処理して表示する画像処理

表示部と、を備える超音波診断装置であって；上記受信部中に、請求項 6 ～ 10 のいずれか 1 項記載の動的変化検出装置を具備することを特徴と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。また、そのような動的変化検出装置を備える超音波診断装置に関する。なお、本明細書でいう動的変化には、音波、加速度、歪、温度、変位等を含む。

【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】いわゆる超音波エコー観察等を行う超音波診断装置は、超音波センサー部（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。図 12 は、現在用いられている一般的な探触子の構造を模式的に示す図である。（A）は全体の斜視図、（B）は配列振動子を拡大して示す斜視図である。この図の探触子 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。この探触面 302 を人体に当てて超音波を放射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 の図の上側には、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。配列振動子 303 は、薄い（例えば厚さ 0.2 ～ 0.3 mm）PZT の帯状板に、多数のスリット 306（例えば幅 0.1 mm）を入れて櫛の歯状の個別振動子 305（例えば幅 0.2 mm、長さ 20 mm）を多数（例えば 256 個）配列したものである。図示はされていないが、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、同様に図示はされていないが、配列振動子 303 の表面（図の下面）側には、樹脂系材料（ゴム含む）からなる音響レンズ層や整合層が貼られており、裏面側にはバックング材が貼られている。音響レンズ層は発信する超音波の集束性を良くする。整合層は超音波の発信効率を高める。バックング材は、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。

【0004】ところで、超音波診断分野では、より詳細な被検者の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、超音波検出部（センサー）を2次元アレー化することが求められている。しかし、上述の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 10
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次元アレー探触子の実現は、現状では困難と考えられている。

【0005】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ー（VCSEL）のアレーを含む超音波検出装置が開示されている。各レーザーのキャビティ長は、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 20
レーザー出力は、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アレー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。

【0006】IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERR O ELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL.45, NO.3, MAY 1998 には、James D. Hamilton らによる、「High F 30
requency 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ー及び光変調器を備える超音波検出器が開示されている。

【0007】つまり、上記両文献には超音波によりレーザー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ーをアレー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ー共振器長の変位を利用する方法 40
は、もともと変位に対する感度が高いため、温度変動など環境変化に対する補償ができないと実用化できない。またアレー化にする場合には、各レーザー素子の発振周波数にバラツキが生じるのは避けがたく、各レーザー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、アレーとしての実用化は困難である。

【0008】本発明は、このような問題点に鑑みてなされたもので、環境変化や各レーザー素子間の固体差による影響をキャンセルでき、安定した検出を行うことのできる動的変化検出方法及び動的変化検出装置を提供する 50

ことを目的とする。また、そのような動的変化検出装置を備え、3次元データの収集にも適した超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決する手段及び発明の実施の形態】本発明の動的変化検出方法は、被検体の動的変化をレーザーの共振器ミラーに伝播させて該ミラーに動的摂動を生じさせることにより、周波数変調を起こさせながら、レーザー光を射出し、該レーザー光を分割し、分割された光（分割光）の各々を互いに光路長の異なる光路を通過させるとともに、前記分割光間に周波数シフトを生じさせ、その後に分分割光を合波して干渉させ、干渉光を検出して強度信号を得、該強度信号を復調させて前記レーザー光の周波数変調信号を検出し、該周波数変調信号から、前記レーザー共振器に伝搬する前記動的変化を検出することを特徴とする。

【0010】本発明の動的変化検出装置は、被検体からの動的変化が伝搬されるレーザー共振器を有し、その動的摂動により該レーザーの発する光に周波数変調を起こすレーザーと、該レーザーの射出したレーザー光を分割する手段と、分割された各分割光の通過する互いに光路長の異なる二つの光路と、両光路中で前記分割光間に周波数シフトを生じさせる手段と、その後に分分割光を合波して干渉させる手段と、干渉光を検出して強度信号を得る光検出器と、該強度信号を復調させて前記レーザー光の周波数変調信号を検出する手段と、を備え、該周波数変調信号から前記動的変化を検出することを特徴とする。

【0011】検出環境の変化、例えば、レーザー共振器の温度変動があった場合にも、分割したレーザー光の各々に互いに光路長の異なる光路を通過させるとともに、周波数シフトを生じさせ、その後に分分割光を合波して干渉させる（いわゆるヘテロダイン干渉）ので、干渉光の強度は温度変動の影響を受けないので、安定して被検体の動的変化を検出できる。レーザー共振器をアレー化した場合においては、各共振器の発振周波数にバラツキがあっても、同じ理由により、安定して被検体の動的変化を検出できる。

【0012】本発明においては、前記レーザー共振器を、複数個、列状あるいは行列状にアレー化配置して被検体の動的変化を検出することができる。この場合、レーザーからの信号は光であるので、信号伝達のインピーダンスは増大しない。

【0013】本発明においては、前記レーザーを外部共振器型とすることが好ましい。ここで、外部共振器型レーザーとは、レーザー媒質の外部に光共振器が構成されているものである。このような外部共振器型レーザーが好ましいのは、超音波による摂動が全反射ミラーにのみ生じるからである。あるいは、垂直型共振器LD（面発光レーザー）も好ましい。ここでは垂直型共振器LD

(面発光レーザー)とは、レーザー媒質の構成方向と垂直な方向に光が射出するレーザーのことである。このような、垂直型共振器LD(面発光レーザー)が好ましいのは、レーザー媒質を含む共振器が短く構成できるため、超音波振動を光共振器全体として受けられるからである。なお、超音波の粗密波の波長の $1/2$ 以下の長さ

【0014】本発明において検出対象となる動的变化は、代表的には音である。その他に、加速度、歪、温度、変位等を検出できる。

【0015】本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送信する送信部と、該被検体からの超音波反射エコーを受信し電気信号に変換する受信部と、該受信部の信号を受け画像化処理して表示する画像処理表示部と、を備える超音波診断装置であって上記受信器中に、上記の動的变化検出装置を具備することを特徴とする。この超音波診断装置は三次元データの収集にも適し、環境変化による影響をキャンセルでき、高解像の体内画像の取得を期待できる。

【0016】以下、図を参照しつつ説明する。図1は、本発明の第1の実施形態に係る動的变化検出装置(超音波検出装置)の構成を示す接続図である。この動的变化検出装置1は、レーザー7を有し、その共振器の全反射ミラー21において、被検体3中を伝搬する超音波5を受ける。レーザー7から発せられたレーザー光L1は、ヘテロダイン干渉系9に送られ、ヘテロダイン干渉系9を通った光は光検出器11で検出される。光検出器11の電気信号は電気信号処理部13で各種の処理を受ける。

【0017】レーザー7は、図の左から右へ配置されている全反射ミラー21、レーザー媒質23、部分通過ミラー25を有する。このレーザー7は、図示せぬ電気、ランプ、レーザー光等により励起される。全反射ミラー21には、図の左方向から被検体3(例えば人体)中を伝搬する超音波5が印加される。なお、全反射ミラー21の表面には、図示せぬ音響整合層やシール層が設けられている。このレーザー7においては、超音波5の伝搬により全反射ミラー21の動的振動が生じ、該動的振動によって全反射ミラー21と部分通過ミラー25により形成される光共振器に振動が生じ、レーザー7の発するレーザー光L1は周波数変調される。レーザー7中における、音響-光変調作用の詳細については、図2を参照しつつ後述する。

【0018】レーザー7の発するレーザー光L1は、ヘテロダイン干渉系9に入射する。ヘテロダイン干渉系9の最もレーザー7寄りには、ビームスプリッター31が配置されている。レーザー光L1は、一部反射し、一部はこのビームスプリッター31を通過する。ビームスプリッター31の先には部分通過ミラー33が配置されて

いる。部分通過ミラー33は、レーザー光L1の一部L2を反射する。反射した光L2の一部はビームスプリッター31で図の下方に反射される。

【0019】部分通過ミラー33の出側には、音響光学素子(AOM)等からなる周波数シフター35が配置されている。この周波数シフター35は、入射する光L1の周波数をわずかにシフトさせる。部分通過ミラー33を通過したレーザー光L1は、周波数シフター35で周波数シフトされ光L3となる。周波数シフター35の出側には反射プリズム37が配置されている。反射プリズム37は、周波数シフト光L3を図の左方向に反射する。この光L3は、部分通過ミラー33を一部通過し、ビームスプリッター31で図の下方に反射される。

【0020】ビームスプリッター31から下方に反射された光L2と光L3は、レンズ39により収束されて、光検出器11上で合波され干渉する。光検出器11は干渉光の強度(振幅)変化を電気信号に変換する。ヘテロダイン干渉系9における光の干渉作用の詳細については後述する。光検出器11の電気信号は、電気信号処理部13に送られて処理される。

【0021】電気信号処理部13は、光検出器11の電気信号を増幅するアンプ41、増幅された信号を復調する復調手段43、復調された信号を積分する積分処理手段45、積分処理された信号を波形として表示する波形表示部47、波形を記憶する波形記憶部49を備える。電気信号処理部13における電気信号処理の詳細についても後述する。

【0022】図2は、図1の動的变化検出装置のレーザー(共振器)を拡大した模式的な図である。図には、レーザー7の全反射ミラー21、レーザー媒質23、部分通過ミラー25が示されている。全反射ミラー21には超音波5が印加されており、全反射ミラー21は、図の左右方向に振動(変位 $d(t)$)する。このため、レーザー媒質23の共振器長Lは変化する。超音波によりレーザー共振器の反射ミラーが $d(t)$ だけ変位すると、レーザーの発振周波数 $\omega(t)$ も変位し、その大きさは
$$\omega(t) = \omega_0 + \frac{1}{L} \cdot d(t) \quad \dots (1)$$
となる。ここで ω_0 はレーザー光の固有の周波数、Lは共振器長である。

【0023】図1に示されたヘテロダイン干渉光学系9に入るレーザー光L1のうち、ビームスプリッター31を透過し部分通過ミラー33で反射された光L2はその後ビームスプリッター31で反射しレンズ39を介して光検出器11に入る。したがって、超音波が照射されている状態(共振器ミラーに動的变化が生じている状態)でのレーザー光L2は

$$\cos(2\pi(\omega_0 + \frac{1}{L} \cdot d(t))t + \phi_1) \quad \dots (2)$$

と表される。ここで ϕ_1 は、初期位相と、レーザー光L2がレーザー7から光検出器11に達するまでの光路長とを含んだ値である。

【0024】一方、部分通過ミラー 33 及び周波数シフター 35 を通った光 L3 は、反射プリズム 37 で反射された後、再び部分通過ミラー 33 を透過し、ビームスプリッター 31 で反射しレンズ 39 を介して光検出器 11

$$\cos \{ 2 (\omega_0 / 2 + (\omega - \omega_0) t) \cdot t + \phi_0 \} \dots (3)$$

と表され、

$$(\omega - \omega_0) = \omega_0 - \omega(t) \dots (4)$$

と書き換えることができる。ここで ω_0 は周波数シフター 35 により生じた周波数シフト分であり、 ϕ_0 は、初期位相と、レーザー光 L1 の一部（レーザー光 L3 に変換される部分）がレーザー 7 から周波数シフター 35 を

$$\cos \{ 2 (\omega_0 / 2 - \omega(t)) t + \phi_0 - \phi_1 \} \dots (6)$$

となる。

【0026】今簡単のため超音波波形を三角波形として、これによりレーザー共振器の反射鏡の変位 $d(t)$ を図 3 で示すと、レーザー発振周波数 $\omega(t)$ の変位は変位 $d(t)$ と逆符号となる図 4 のようになる。図 4 のように時間的に発振周波数の変位している光ビームが光路長のある図 1 に示すような光ヘテロダイン干渉光学系に入ると、図 5 に示すようなもとの光ヘテロダイン干渉信号 $\cos \{ 2 (\omega_0 / 2 \pm \omega(t)) t + \phi_0 \}$ のビート信号が生じることになる。この周波数変調されたビート信号を復調手段で復調すれば、図 6 に示す復調信号が得られる。この復調信号はもともと時間遅延分に相当する発振周波数の変化分であるから、復調信号を積分処理することで、図 7 に示すような、全反射ミラー 21 の変位 $d(t)$ すなわち超音波波形を再現できることになる。積分処理して得られた波形を記憶部 49 に格納ないし表示部 47 に表示することで、超音波をはじめとして、各種物理エネルギーによって発生する動的変動を検出できることになる。なお、電気信号処理部 13 における一般的信号処理についての事項は、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」を参照されたい。

【0027】図 8 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る動的変化検出装置（超音波検出装置）の装置構成を示す系統図である。図の左端部に図 1 と同様のレーザー 7 が示されており、同レーザー 7 の光がレンズ 26 を介して入射する光ファイバー 51 が図の右へ延びるように示されている。

【0028】光ファイバー 51 は、光カプラー 53 を通って図の右方向に延びている。光ファイバー 51 の先には、光ファイバーブラッググレーティング 55 が接続されている。このグレーティング 55 は、図 1 の装置における部分通過ミラー 33 の役割を果たす。グレーティング 55 の先には、周波数シフター 59 が接続されている。この周波数シフター 59 は圧電素子 60 の周りに光ファイバー 57 を巻いたものであり、圧電素子径の変化

に入る。両光 L2 と L3 の光路長差 ΔL とすると、光検出器 11 に入る光 L2 と光 L3 とには $t = \Delta L / c$ の時間遅延が生じる。したがって、光 L3 は

通して光検出器 11 に達するまでの光路長とを含んだ値である。

【0025】光 L2、光 L3 が光検出器 11 上でレンズ 39 により重ね合わされるため、光検出器 11 上では光 L2 と光 L3 の干渉が起こる。この干渉成分は光 L2 と光 L3 により生じるビート成分であり、

に伴って光ファイバー 57 内を通る光の周波数がシフトする。周波数シフター 59 の先には全反射ミラー 61 が配置されている。

【0029】グレーティング 55 から反射してくる光 L2 と全反射ミラーから反射してくる光 L3 とは光カプラー 53 で合波され、光ファイバー 63 に入射する。合波された光 L2 + L3 は光検出器 11 に入射し電気信号に変換され、その後の電気信号処理は図 1 の装置と同様である。

【0030】図 9 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る動的変化検出装置（超音波検出装置）の装置構成を示す系統図である。この動的変化検出装置は、ヘテロダイン干渉系の構成が図 8 の動的変化検出装置と少し異なっている。すなわち、図 8 の装置における光ファイバーブラッググレーティング 55 の替りに光ファイバー 63 の末端に全反射ミラー 64 が設けられている。レーザー光 L1 の一部 L2 は全反射ミラー 64 から反射された後、光カプラー 53 で、周波数シフター 59 からの光 L3 と合波される。

【0031】図 10 は本発明の他の実施形態に係る、面発光レーザーアレーを有する動的変化の全体構成を模式的に示す図である。この動的変化検出装置は、図 3 の動的変化検出装置をアレー化したものである。すなわち、この動的変化検出装置は、多数のレーザー反射鏡 71 を行列状にアレー化した面発光レーザーアレー 73 を有する。各レーザー反射鏡 71 には図 3 の動的変化検出装置同様のヘテロダイン干渉系 70 が接続されている。各干渉系 70 の干渉光は、それぞれ光ファイバー 63 を通って、光検出器アレー 75 に送られ個別に検出される。光検出器アレー 75 で検出された電気信号は、信号処理アレー 77 に送られて処理される。

【0032】したがって、このように動的変化検出装置をアレー化することにより、被検体内の超音波スキャンや偏向、集束をダイナミックかつ同時並行的に行うことができ、3 次元データの収集も容易となる。なお、この動的変化検出装置においては信号の導出線は細い光ファイバーであるので、光検出器アレーのような高集積アレー化を実現できる。さらに、信号は光であるので、信号

伝達のインピーダンスは増大しない。

【0033】図11は、本発明の1つの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。この例の超音波診断装置は、送信部201、探触子209、受信部211、テレビ走査変換部213、表示部（テレビモニター）215等からなる。送信部201は、パルス状の超音波発信信号を、PZTやPVDフからなる超音波送信用トランスジューサ203に送る。トランスジューサ203は送信超音波を発し、被検体206内に超音波を入射する。なお、トランスジューサ203の下方には超音波用部分通過ミラー205（樹脂性の板等）が配置されている。被検体206では、超音波エコー207が被検体206の奥部216から図の上方に反射され、該エコー207は探触子209内の部分通過ミラー205で右方に反射され、2次元アレー超音波検出部208に入射する。同検出部208は、超音波を光に変換して受信部211に送る。受信部211は、検出部208からの光信号を電気信号に変換する。テレビ走査変換部213は、受信部211からの信号を増幅などしたのちに画像化処理を行う。そして画像化処理された信号は、表示部（テレビモニター）215に送られ画像表示される。

【0034】以上、図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様々な改変・追加を行うことができる。

【0035】

【発明の効果】本発明によれば、環境変化や各レーザー素子間の固体差による影響をキャンセルでき、安定した検出を行うことのできる動的変化検出方法及び動的変化検出装置を提供することができる。また、そのような動的変化検出装置を備え、3次元データの収集にも適した超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る動的変化検出装置（超音波検出装置）の構成を示す接続図である。

【図2】図1の動的変化検出装置のレーザー（共振器）を拡大した模式的な図である。

【図3】超音波を印加されて振動しているレーザー共振器の反射鏡の変位 $d(t)$ の一例を示すグラフである。

【図4】レーザー共振器の反射鏡が図3に示す変位 d

(t) で変位する際、レーザー共振器から発振されるレーザーの発振周波数 (t) を示すグラフである。

【図5】レーザー共振器の反射鏡が図3に示す変位 $d(t)$ で変位する際、光検出器における合成光のビート信号の波形を示すグラフである。

【図6】図5に示すビート信号を復調して得られる復調信号を示すグラフである。

【図7】図6に示す復調信号に基づいて再現されたレーザー共振器の反射鏡の変位 $d(t)$ を示すグラフである。

【図8】本発明の第2の実施の形態に係る動的変化検出装置（超音波検出装置）の装置構成を示す系統図である。

【図9】本発明の第3の実施の形態に係る動的変化検出装置（超音波検出装置）の装置構成を示す系統図である。

【図10】本発明の他の実施形態に係る、面発光レーザーアレーを有する動的変化の全体構成を模式的に示す図である。

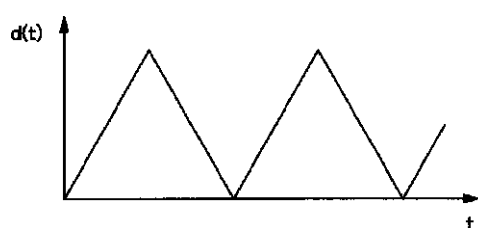
【図11】本発明の1つの実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図12】現在用いられている一般的な探触子の構造を模式的に示す図である。

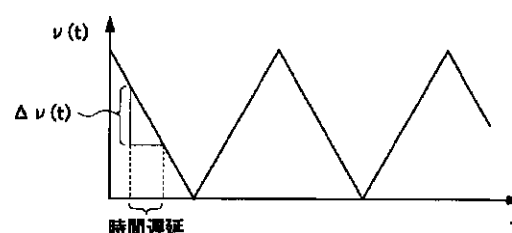
【符号の説明】

- | | |
|---------------|-------------|
| 1. 動的変化検出装置 | 3. 被検体 |
| 5. 超音波 | 7. レーザー |
| 9. ヘテロダイン干渉系 | 11. 光検出器 |
| 13. 電気信号処理部 | 21. 全反射ミラー |
| 23. レーザー媒質 | 25. 部分通過ミラー |
| 31. ビームスプリッター | 33. 部分通過ミラー |
| 35. 周波数シフター | 37. 反射プリズム |
| 39. レンズ | 41. アンプ |
| 43. 復調手段 | 45. 積分処理手段 |
| 47. 波形表示部 | 49. 波形記憶部 |

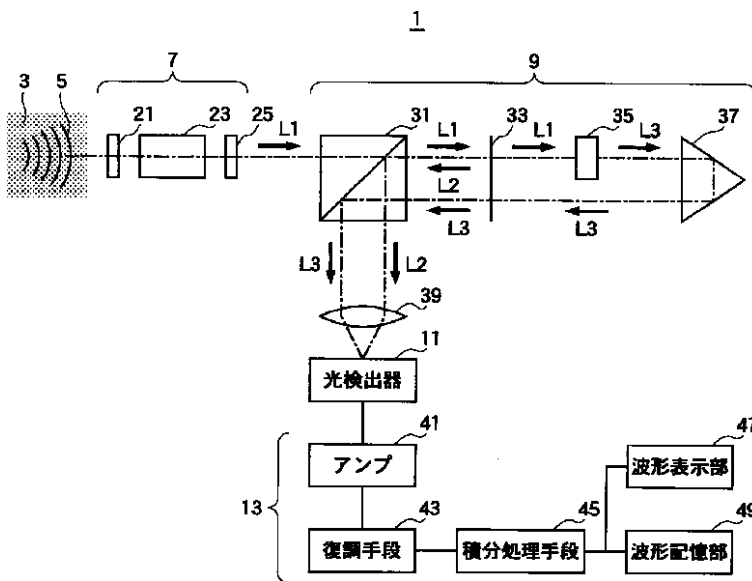
【図3】



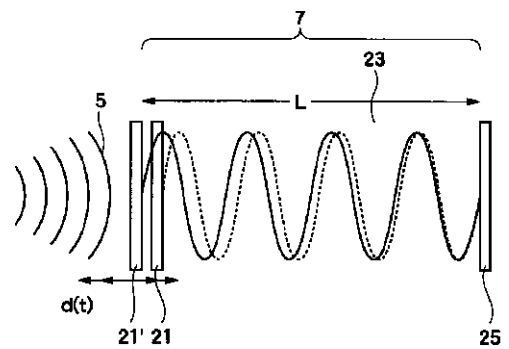
【図4】



【図1】



【図2】



【図5】



【図6】



【図7】

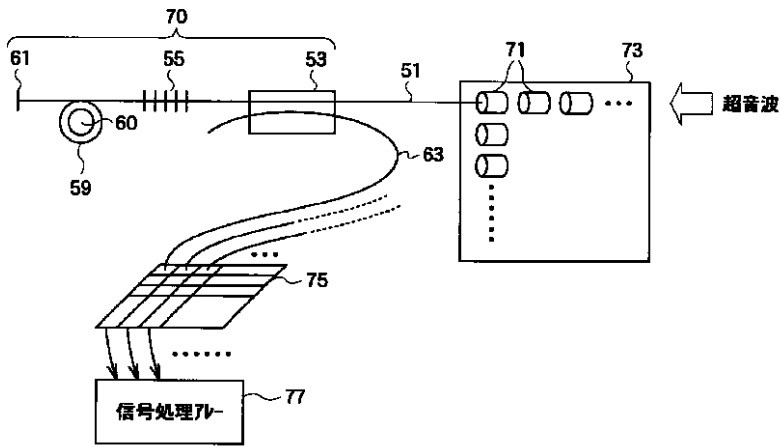


【図11】

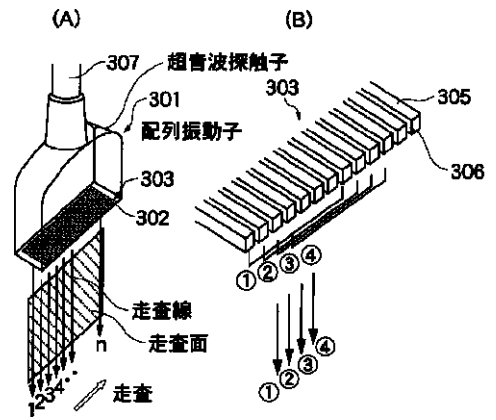


[illegible]

【図10】



【図12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト (参考)

G 0 1 P 15/03

G 0 1 P 15/03

C

// G 0 1 B 17/00

G 0 1 B 17/00

C

F タ-ム(参考) 2F065 AA01 AA52 AA65 CC16 FF52
 GG04 LL00 LL02 LL04 LL12
 UU02 UU07
 2F068 AA39 CC07 FF03 FF12 FF16
 GG07 GG09 LL04
 2G047 CA04 GA18 GD01 GG29
 2G064 AB08 BC06 BC14 BC32 CC41
 DD08 DD13
 4C301 AA10 BB13 EE20 GA20 JB24

专利名称(译)	动态变化检测方法，动态变化检测装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2001330509A	公开(公告)日	2001-11-30
申请号	JP2000151135	申请日	2000-05-23
[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		
[标]发明人	戸井田昌宏		
发明人	戸井田 昌宏		
IPC分类号	G01P15/03 A61B8/00 G01B11/00 G01B17/00 G01B17/06 G01H9/00 G01N29/00 G01N29/24		
CPC分类号	G01H9/00 G01H9/002 G01H9/004 G01N2291/044		
FI分类号	G01H9/00.C A61B8/00 G01B11/00.G G01B11/00.B G01N29/24.502 G01P15/03.C G01B17/00.C G01B17/06 G01N29/06 G01P15/08.A		
F-TERM分类号	2F065/AA01 2F065/AA52 2F065/AA65 2F065/CC16 2F065/FF52 2F065/GG04 2F065/LL00 2F065/LL02 2F065/LL04 2F065/LL12 2F065/UU02 2F065/UU07 2F068/AA39 2F068/CC07 2F068/FF03 2F068/FF12 2F068/FF16 2F068/GG07 2F068/GG09 2F068/LL04 2G047/CA04 2G047/GA18 2G047/GD01 2G047/GG29 2G064/AB08 2G064/BC06 2G064/BC14 2G064/BC32 2G064/CC41 2G064/DD08 2G064/DD13 4C301/AA10 4C301/BB13 4C301/EE20 4C301/GA20 4C301/JB24 4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB37		
其他公开文献	JP3903105B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种动态变化检测方法，该方法能够消除由于环境变化和激光元件之间的个体差异引起的影响并执行稳定的检测。 解决方案：超声波5传输到激光器7的全反射镜21并发生位移以进行频率调制，并且发射激光束L1分成光L2和光L3。 L3穿过具有不同光程长度的光路，并且在光L2和L3之间产生频移，此后，光L2和L3被组合并干涉，并且检测到干涉光以获得强度信号。 然后，对强度信号进行解调以检测激光L1的频率调制信号，并且从频率调制信号中检测传播到激光器7的超声波5。

