

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/053160

発行日 平成26年2月24日 (2014. 2. 24)

(43) 国際公開日 平成24年4月26日 (2012. 4. 26)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

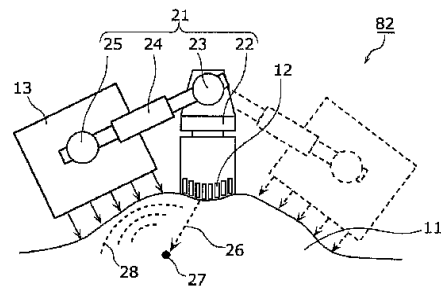
<p>出願番号 特願2012-506027 (P2012-506027)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/005677</p> <p>(22) 国際出願日 平成23年10月11日 (2011.10.11)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2010-236169 (P2010-236169)</p> <p>(32) 優先日 平成22年10月21日 (2010.10.21)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000005821                  パナソニック株式会社                  大阪府門真市大字門真1006番地</p> <p>(74) 代理人 100109210                  弁理士 新居 広守</p> <p>(72) 発明者 永田 貴之                  日本国大阪府門真市大字門真1006番地                  パナソニック株式会社内</p> <p>(72) 発明者 門脇 慎一                  日本国福岡県福岡市博多区美野島四丁目1                  番62号 パナソニックシステムネットワ                  ークス株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 DD08 DE16 GA21                  GB06 HH28 KK21</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 超音波検査装置及び超音波検査方法

(57) 【要約】

本発明に係る超音波検査装置は、生体の体内観察を行うための超音波検査装置(10)であって、被検体(11)の内部に超音波(26)を送信する送信プローブ(12)と、被検体(11)の表面の微小変位を、被検体(11)と非接触で検出することで、被検体(11)の内部で反射された超音波(26)である反射超音波(28)を検出する受信プローブ(13)と、送信プローブ(12)が被検体(11)に対して固定され、かつ受信プローブ(13)が被検体(11)に対して移動される走査動作の際の、反射超音波(28)に基づき、被検体(11)の内部の画像を生成する信号処理部(16)とを備える。

【図3】



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体の体内観察を行うための超音波検査装置であって、  
被検体の内部に超音波を送信する送信プローブと、  
前記被検体の表面の微小変位を、前記被検体と非接触で検出することで、前記被検体の内部で反射された前記超音波である反射超音波を検出する受信プローブと、  
前記送信プローブが前記被検体に対して固定され、かつ前記受信プローブが前記被検体に対して移動される走査動作の際の前記反射超音波に基づき、前記被検体の内部の画像を生成する信号処理部とを備える  
超音波検査装置。

10

**【請求項 2】**

前記受信プローブは、  
レーザ光を出射する第 1 光源と、  
前記レーザ光を、検出光と参照光とに分離する分離素子と、  
前記検出光を前記被検体に照射することで、前記被検体の表面に光スポットを形成する照射光学系と、  
前記光スポットで反射した検出光である反射検出光と前記参照光との干渉光を受光し、当該干渉光に応じたビート信号を生成する受光素子と、  
前記ビート信号を FM 復調することにより、前記光スポットにおける前記被写体の表面の微小変位を示す検出信号を生成する受信部とを備える  
請求項 1 記載の超音波検査装置。

20

**【請求項 3】**

前記超音波検査装置は、さらに、  
前記ビート信号の周波数から、前記光スポットと前記受信プローブとの第 1 相対位置を算出する位置検出部を備える  
請求項 2 に記載の超音波検査装置。

**【請求項 4】**

前記位置検出部は、さらに、  
前記送信プローブと前記受信プローブとの第 2 相対位置を検出し、  
前記第 1 相対位置と、前記第 2 相対位置とから、前記送信プローブと前記光スポットとの第 3 相対位置を算出し、  
前記信号処理部は、  
前記第 3 相対位置に基づいて、前記反射超音波が前記光スポットに到達する時間を演算し、当該時間を用いて前記検出信号に整相加算を行うことで、前記画像を生成する  
請求項 3 に記載の超音波検査装置。

30

**【請求項 5】**

前記超音波検査装置は、さらに、  
前記受信プローブと前記送信プローブとの相対位置及び相対角度を固定するとともに、当該相対位置及び相対角度を変更可能な駆動部を備え、  
前記駆動部は、前記送信プローブを前記被検体に対して固定し、前記受信プローブを前記被検体に対して移動することで前記走査動作を行う  
請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波検査装置。

40

**【請求項 6】**

前記超音波検査装置は、さらに、  
前記光スポットにおける前記被検体の表面と前記受信プローブとの傾斜角を算出し、前記傾斜角に応じて前記光スポットで検出された変位の振幅を補正する制御部を備える  
請求項 4 記載の超音波検査装置。

**【請求項 7】**

前記制御部は、前記第 1 相対位置を用いて前記被検体の表面の形状を推測することにより、前記傾斜角を算出する

50

請求項 6 記載の超音波検査装置。

【請求項 8】

前記第 1 光源は、光周波数を鋸歯状に変調した前記レーザ光を出射する

請求項 4 記載の超音波検査装置。

【請求項 9】

前記位置検出部は、前記ビート信号の周波数から、前記検出光と前記参照光との光路差を求め、

前記検出光の出射角と、前記光路差とから前記第 1 相対位置を算出する

請求項 8 記載の超音波検査装置。

【請求項 10】

10

前記超音波検査装置は、さらに、

前記受信プローブと前記送信プローブとの相対位置及び相対角度を固定するとともに、当該相対位置及び相対角度を変更可能な駆動部を備え、

前記位置検出部は、前記駆動部から出力される前記受信プローブと前記送信プローブとの相対位置及び相対角度を示す情報から前記第 2 相対位置を検出する

請求項 4 記載の超音波検査装置。

【請求項 11】

前記送信プローブ及び前記受信プローブのうち一方は、第 2 光源を備え、

前記送信プローブ及び前記受信プローブのうち他方は、前記第 2 光源からの光を、画像を用いて検出する光センサを備え、

20

前記位置検出部は、前記光センサからみた前記複数の第 2 光源の位置関係から、前記第 2 相対位置を検出する

請求項 4 記載の超音波検査装置。

【請求項 12】

前記送信プローブは、当該送信プローブの姿勢を検出する第 1 ジャイロセンサを備え、

前記受信プローブは、当該受信プローブの姿勢を検出する第 2 ジャイロセンサを備え、

前記位置検出部は、前記第 1 ジャイロセンサ及び前記第 2 ジャイロセンサで検出された前記送信プローブの姿勢と前記受信プローブの姿勢とを比較することにより、前記送信プローブと前記受信プローブとの相対角度を検出する

請求項 4 記載の超音波検査装置。

30

【請求項 13】

前記受信プローブは、さらに、前記被検体の内部の断層画像を表示するディスプレイを備え、

前記ディスプレイは、前記ディスプレイの表示面に対して略平行な断面の断層画像を表示する

請求項 4 の超音波検査装置。

【請求項 14】

前記送信プローブは、前記被検体に接触した状態で前記被検体の内部に前記超音波を送信する

請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の超音波検査装置。

40

【請求項 15】

生体の体内観察を行うための超音波検査装置における超音波検査方法であって、

前記超音波検査装置は、

被検体の内部に超音波を送信する送信プローブと、

前記被検体の表面の微小変位を、前記被検体と非接触で検出することで、前記被検体の内部で反射された前記超音波である超音波エコー反射超音波を検出する受信プローブとを備え、

前記送信プローブが前記被検体に対して固定され、かつ前記受信プローブが前記被検体に対して移動される走査動作の際の前記反射超音波に基づき、前記被検体の内部の画像を生成する

50

超音波検査方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の体内観察を行うための超音波検査装置及び超音波検査方法に関する。

【背景技術】

【0002】

乳癌の早期発見を主目的とする集団検診を支援するための種々の技術が開発されている。その1つが、X線による乳房の撮像技術を活用したマンモグラフィ検診である。しかしながら、マンモグラフィ検診では、組織密度が高い乳房をX線で撮像した場合に、病変が正常組織に隠される等、正確に病変部位を描画できない恐れがあった。また、マンモグラフィ検診は、乳房の上下又は左右を強く押圧した状態で撮影を行うため、被検者によっては苦痛を感じるがあった。このため、病変を見落とす可能性が低く、被検者への負担が少ない、超音波による乳房の画像撮影技術が検討されてきた。

10

【0003】

超音波検査装置は、超音波を被検体内に送波し、被検体内の音響インピーダンスの異なる組織の界面（以後、反射組織）で反射される反射波（以後、超音波エコー）に基づいて被検体内部の情報を画像化する装置である。現在、このような超音波検査装置を用いて乳癌検診を行う場合は、技師が超音波プローブ（以後、プローブ）を手動で動かす。これにより、超音波検査装置は、乳房の断面像（以後、断層画像）を表示する。そして、技師は表示された断面像を見ながら乳房の全断面を検査する。そして、異常があると思われる断層画像が記録され、記録された画像を後で医師が読影して診断が行われる。しかし、このような方法は、検査結果が技師の技能に大きく依存するとともに、データの再現性も乏しいという課題がある。さらに、このような方法は、一人の検査に要する時間も長いという課題がある。

20

【0004】

このため、近年、プローブを機械的に移動することで、技師の技能に依存することなく乳房の断層画像を撮影する超音波検査装置の開発が進められている（例えば、特許文献1参照）。特許文献1記載の方法は、プローブを仰向けとなった被検者の乳房に接触させ、乳頭を中心に機械的に回転させながら超音波データを収集する。これにより、当該方法は断層画像を撮影する。このような方式は直接接触法と呼ばれる。

30

【0005】

一方、プローブと乳房との間に温水などを介在させて超音波を送受信する、水浸法と呼ばれる方式がある。水浸法は、乳房全体をほぼ自然な形のままで撮像できる反面、超音波の送受信方向に対して乳房の表面が傾斜すると画質が劣化するという課題がある。この水浸法を用いる技術として、例えば、特許文献2記載の技術がある。特許文献2記載の超音波検査装置は、より劣化の少ない画像を得るために、個々の乳房の大きさに対応してプローブの位置を調整する。具体的には、特許文献2の超音波検査装置は、予めプレスキャンを行って乳房の外形を測定し、得られた外形データから乳房の表面の傾斜を求める。さらに、当該超音波検査装置は、この傾斜に沿うようにプローブを傾斜させることで、乳房に対して垂直に超音波を送受信しようと試みている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2003-310614号公報

【特許文献2】特開2007-301070号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、前記従来構成は次のような課題を有している。

50

## 【 0 0 0 8 】

特許文献 1 の構成は、プローブを乳房に接触させたまま機械的に回転させて複数の断層画像を撮影する。しかし、乳房は柔軟な組織であるため、この方法では乳房の形状は撮影ごとに大きく変化する。これにより、撮影される複数の断層画像は、各々が異なる形状の乳房を撮影した断層画像となる。よって、このような方法で自動検査を行い、検査結果から医師が診断を行おうとすると、撮影ごとに異なる形状の断層画像を大量に読影することになる。つまり、特許文献 1 の構成では、効率のよい診断を行なうことは困難である。

## 【 0 0 0 9 】

ここで、撮影された多数の断層画像を短時間でしかも詳しく診断するためには、これらの断層画像を三次元のボクセルデータに変換して記憶し、任意断面で表示可能とするのが望ましい。しかし、上述したように、特許文献 1 記載の技術では、超音波の送信及び受信を行う超音波プローブを被検体に押し当てながら移動させる必要があるため、被検体の形状が検査中に変化してしまう。そのため、被検体の変化の状態や変形量が、撮影ごとに（撮像時間によって）異なる。また、被検体の変形による影響は各々の断層画像ごとに異なる。そのため、断層画像ごとに被検体の変形を補正する必要があるので、三次元画像を再構成することが困難である。

10

## 【 0 0 1 0 】

さらに、このような直接接触法では、乳房の形状及びサイズの個人差により、プローブと体表とが接触できない部分が生じやすいという課題がある。そのため、超音波を正確に送受信することが難しくなり、その結果、断層画像の画質が劣化する。また、被検体の変形に再現性が無いため、得られる画像が再現性に欠けるといった問題点がある。よって、検査者の判断を要さず、自動的に検診を行う自動化検診装置としては十分とはいえない。

20

## 【 0 0 1 1 】

一方、特許文献 2 に記載された水浸法の構成では、乳房表面にプローブを接触させないため、乳房の形状は初期状態から変形せず、常に再現性のよい画像が得られる。また、課題であった乳房への超音波の入射角についても対策がとられており、一定の効果はあると思われる。しかし、この画質劣化を防ぐ試みは十分とは言えない。すなわち、特許文献 2 記載の技術は、水槽に垂下された乳房の傾斜角がほぼ均一であると見なしてプローブの傾斜角度を調整している。これにより、例えばプローブの中央付近と端部付近とで傾斜角度が異なる場合、スキャンを行った領域の一部において十分な画質の断層画像が得られない可能性がある。

30

## 【 0 0 1 2 】

本発明は上記従来の課題を解決するもので、検査時の被検体の変形量を低減できるとともに、画質を向上できる超音波検査装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するために、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、生体の体内観察を行うための超音波検査装置であって、被検体の内部に超音波を送信する送信プローブと、前記被検体の表面の微小変位を、前記被検体と非接触で検出することで、前記被検体の内部で反射された前記超音波である反射超音波を検出する受信プローブと、前記送信プローブが前記被検体に対して固定され、かつ前記受信プローブが前記被検体に対して移動される走査動作の際の前記反射超音波に基づき、前記被検体の内部の画像を生成する信号処理部とを備える。

40

## 【 0 0 1 4 】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、送信プローブを固定した状態において、非接触の受信プローブを移動させた際の反射超音波に基づき画像を生成する。これにより、検査時における被検体の変形量を低減できるとともに、被写体表面とプローブとが非接触となることにより画質の劣化を抑制できる。さらに、当該超音波検査装置は、被検体の表面の微小変位を検出することで、反射超音波を検出する。これにより、当該超音波検査装置は、被検体表面の傾斜角への画質の依存が少ない良好な画像を生成で

50

きる。このように、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、検査時の被検体の変形量を低減できるとともに、画質を向上できる。

【0015】

また、前記受信プローブは、レーザ光を出射する第1光源と、前記レーザ光を、検出光と参照光とに分離する分離素子と、前記検出光を前記被検体に照射することで、前記被検体の表面に光スポットを形成する照射光学系と、前記光スポットで反射した検出光である反射検出光と前記参照光との干渉光を受光し、当該干渉光に応じたビート信号を生成する受光素子と、前記ビート信号をFM復調することにより、前記光スポットにおける前記被写体の表面の微小変位を示す検出信号を生成する受信部とを備えてもよい。

【0016】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、被検体に非接触で反射超音波を検出できる。

【0017】

また、前記超音波検査装置は、さらに、前記ビート信号の周波数から、前記光スポットと前記受信プローブとの第1相対位置を算出する位置検出部を備えてもよい。

【0018】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、光スポットと受信プローブとの相対位置を検出できる。

【0019】

また、前記位置検出部は、さらに、前記送信プローブと前記受信プローブとの第2相対位置を検出し、前記第1相対位置と、前記第2相対位置とから、前記送信プローブと前記光スポットとの第3相対位置を算出し、前記信号処理部は、前記第3相対位置に基づいて、前記反射超音波が前記光スポットに到達する時間を演算し、当該時間を用いて前記検出信号に整相加算を行うことで、前記画像を生成してもよい。

【0020】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、検出信号に基づき被検体の内部の画像を生成できる。

【0021】

また、前記超音波検査装置は、さらに、前記受信プローブと前記送信プローブとの相対位置及び相対角度を固定するとともに、当該相対位置及び相対角度を変更可能な駆動部を備え、前記駆動部は、前記送信プローブを前記被検体に対して固定し、前記受信プローブを前記被検体に対して移動することで前記走査動作を行ってもよい。

【0022】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、自動で受信プローブを移動できる。

【0023】

また、前記超音波検査装置は、さらに、前記光スポットにおける前記被検体の表面と前記受信プローブとの傾斜角を算出し、前記傾斜角に応じて前記光スポットで検出された変位の振幅を補正する制御部を備えてもよい。

【0024】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、被検体の表面が受信プローブに対して傾斜している場合の画質の低下を抑制できる。

【0025】

また、前記制御部は、前記第1相対位置を用いて前記被検体の表面の形状を推測することにより、前記傾斜角を算出してもよい。

【0026】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、被検体の表面と受信プローブとの傾斜角を算出できる。

【0027】

また、前記第1光源は、光周波数を鋸歯状に変調した前記レーザ光を出射してもよい。

10

20

30

40

50

## 【0028】

また、前記位置検出部は、前記ビート信号の周波数から、前記検出光と前記参照光との光路差を求め、前記検出光の出射角と、前記光路差とから前記第1相対位置を算出してもよい。

## 【0029】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、検出光の出射角が垂直でない場合でも、第1相対位置を算出できる。

## 【0030】

また、前記超音波検査装置は、さらに、前記受信プローブと前記送信プローブとの相対位置及び相対角度を固定するとともに、当該相対位置及び相対角度を変更可能な駆動部を備え、前記位置検出部は、前記駆動部から出力される前記受信プローブと前記送信プローブとの相対位置及び相対角度を示す情報から前記第2相対位置を検出してもよい。

10

## 【0031】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、送信プローブと受信プローブとの相対位置を検出できる。

## 【0032】

また、前記送信プローブ及び前記受信プローブのうち一方は、第2光源を備え、前記送信プローブ及び前記受信プローブのうち他方は、前記第2光源からの光を、画像を用いて検出する光センサを備え、前記位置検出部は、前記光センサからみた前記複数の第2光源の位置関係から、前記第2相対位置を検出してもよい。

20

## 【0033】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、送信プローブと受信プローブとが完全に切り離された状態でも、送信プローブと受信プローブとの相対位置を検出することができる。これにより、例えば、技師が受信プローブを手動で自由に動かしながら検査を行うことができる。

## 【0034】

また、前記送信プローブは、当該送信プローブの姿勢を検出する第1ジャイロセンサを備え、前記受信プローブは、当該受信プローブの姿勢を検出する第2ジャイロセンサを備え、前記位置検出部は、前記第1ジャイロセンサ及び前記第2ジャイロセンサで検出された前記送信プローブの姿勢と前記受信プローブの姿勢とを比較することにより、前記送信プローブと前記受信プローブとの相対角度を検出してもよい。

30

## 【0035】

この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波検査装置は、送信プローブと受信プローブとが完全に切り離された状態でも、送信プローブと受信プローブとの相対角度を検出できる。

## 【0036】

また、前記受信プローブは、さらに、前記被検体の内部の断層画像を表示するディスプレイを備え、前記ディスプレイは、前記ディスプレイの表示面に対して略平行な断面の断層画像を表示してもよい。

## 【0037】

この構成によれば、技師が腫瘍の位置等が直感的に判断し易くなる。これにより、例えば、マンモトーム生検のような検査において、針を疑わしい部分に容易に導くことができる。

40

## 【0038】

また、前記送信プローブは、前記被検体に接触した状態で前記被検体の内部に前記超音波を送信してもよい。

## 【0039】

なお、本発明は、このような超音波検査装置として実現できるだけでなく、超音波検査装置に含まれる特徴的な手段をステップとする超音波検査方法として実現したり、そのような特徴的なステップをコンピュータに実行させるプログラムとして実現したりすること

50

もできる。そして、そのようなプログラムは、CD-ROM等の非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体、及びインターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

【発明の効果】

【0040】

以上より、本発明は、検査時の被検体の変形量を低減できるとともに、画質を向上できる超音波検査装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波検査装置の構成を示すブロック図である。 10

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波検査装置の構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係るプローブ部の構成を示す図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る光プローブの構成を示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る参照光及び検出光の信号波形を示す図である。

【図6A】図6Aは、本発明の実施の形態1に係る光プローブの受光素子の出力波形を示す図である。

【図6B】図6Bは、本発明の実施の形態1に係る光プローブの受光素子の出力波形を示す図である。 20

【図7A】図7Aは、本発明の実施の形態1に係る、受信スポットが平面上にある場合の遅延時間を示す図である。

【図7B】図7Bは、本発明の実施の形態1に係る、受信スポットが曲面上にある場合の遅延時間を示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波検査装置のフローチャートである。

【図9A】図9Aは、本発明の実施の形態1の変形例1に係る光プローブを示す斜視図である。

【図9B】図9Bは、本発明の実施の形態1の変形例1に係る光プローブの断面図である。 30

【図10】図10は、本発明の実施の形態1の変形例2に係る超音波検査装置を示す図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態1の変形例2に係る超音波検査装置のブロック図である。

【図12A】図12Aは、本発明の実施の形態2に係るプロジェクターの構成を示す図である。

【図12B】図12Bは、本発明の実施の形態2に係るプロジェクターの動作を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0042】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。なお、同じ要素には同じ符号を付しており、説明を省略する場合もある。また、図面は、理解しやすくするためにそれぞれの構成要素を主体に模式的に示しており、形状等については正確な表示ではない場合がある。

【0043】

また、以下で説明する実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。本発明は、特許請求の範囲だけによって限定される。よって、以下の実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要 50

素については、本発明の課題を達成するのに必ずしも必要ではないが、より好ましい形態を構成するものとして説明される。

【0044】

(実施の形態1)

本発明の実施の形態1に係る超音波検査装置は、被検体に非接触の状態では反射超音波を検出する受信プローブを有する。さらに、当該超音波検査装置は、送信プローブを被検体に対して固定した状態で、非接触の受信プローブを移動させる。これにより、当該超音波検査装置は、検査時の被検体の変形量を低減できるとともに、画質を向上できる超音波検査装置を提供できる。

【0045】

まず、本発明の実施の形態1に係る超音波検査装置の基本構成を説明する。

【0046】

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波検査装置10の概略構成を示すブロック図である。

【0047】

この超音波検査装置10は、生体の体内観察を行うための超音波検査装置である。超音波検査装置10は、送信プローブ12と、受信プローブ13と、信号処理部16とを備える。

【0048】

送信プローブ12は、被検体11の内部に超音波26を送信する超音波プローブである。

【0049】

受信プローブ13は、被検体11の表面の微小変位を、被検体11と非接触で検出することで、被検体11の内部で反射された超音波26である反射超音波(超音波エコーとも呼ぶ)を検出し、当該反射超音波に応じた検出信号94を生成する。

【0050】

信号処理部16は、送信プローブ12が被検体11に対して固定され、かつ受信プローブ13が被検体11に対して移動される走査動作の際の、超音波エコーに基づき、被検体11の内部の画像を生成する。

【0051】

図2は、超音波検査装置10の詳細なブロック図である。

【0052】

図2に示すように超音波検査装置10は、本体部81と、プローブ部82とを備える。なお、図2に示す処理部の配置は一例であり、本体部81に含まれる処理部の一部がプローブ部82に含まれてもよいし、プローブ部82に含まれる処理部の一部が本体部81に含まれてもよい。

【0053】

プローブ部82は、被検体11へ超音波26を送信するとともに、超音波エコーを検出する。また、プローブ部82は、検出した超音波エコーに基づく検出信号94を本体部81へ出力する。

【0054】

このプローブ部82は、送信プローブ12と、受信プローブ13と、駆動部21とを備える。また、受信プローブ13は、光プローブ13Aと、受信部14とを含む。

【0055】

光プローブ13Aは、被検体11の表面の微小振動及び形状を光で検出するとともに、検出した情報を変調し、変調により得られるビート信号93を出力する。

【0056】

受信部14は、受信プローブ13から出力されるビート信号93を復調し、当該復調により得られる信号を増幅及びデジタル変換することで検出信号94を生成する。

【0057】

10

20

30

40

50

駆動部 2 1 は、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 とを機械的に接続するとともに、送信プローブ 1 2 に対する受信プローブ 1 3 の相対位置を三次元的に移動させる。

【 0 0 5 8 】

本体部 8 1 は、位置検出部 1 5 と、信号処理部 1 6 と、画像処理部 1 7 と、画像表示部 1 8 と、送信部 1 9 と、制御部 2 0 とを備える。

【 0 0 5 9 】

位置検出部 1 5 は、光プローブ 1 3 A から出力されるビート信号 9 3 と、駆動部 2 1 の位置決めデータ 9 2 とを用いて、超音波 2 6 の送信位置と受信位置との相対的な位置関係を算出し、算出した位置関係を示す相対位置情報 9 5 を生成する。

【 0 0 6 0 】

信号処理部 1 6 は、受信部 1 4 で生成された検出信号 9 4 及び位置検出部 1 5 で生成された相対位置情報 9 5 を用いてデジタルビームフォーミングを行うことで三次元データ 9 6 を生成する。

【 0 0 6 1 】

画像処理部 1 7 は、信号処理部 1 6 で生成された三次元データ 9 6 に基づいて、三次元画像のレンダリング処理等を施すことで三次元画像 9 7 を生成する。

【 0 0 6 2 】

画像表示部 1 8 は、画像処理部 1 7 で生成された三次元画像 9 7 を表示する。

【 0 0 6 3 】

送信部 1 9 は、超音波 2 6 を送信するための駆動信号 9 8 を発生する。制御部 2 0 は、所定のタイミングで駆動信号 9 8 を発生するように送信部 1 9 を制御する。

【 0 0 6 4 】

ここで、送信プローブ 1 2 は、複数の振動子を二次元的に配列した振動子アレイを備える。各振動子は P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミック等からなる圧電素子と、当該圧電素子に接続された電極とを備える。この振動子アレイにおいて、各振動子の電極に、送信部 1 9 から送られたパルス状の電圧が印加されることにより、超音波パルスが発生する。また、送信プローブ 1 2 は、この超音波 2 6 のフォーカスを変更できるとともに、当該超音波 2 6 を偏向できる。また、パルス状の電圧は、送信部 1 9 により遅延処理が施されている。この構成により、送信プローブ 1 2 は三次元方向に超音波 2 6 を送信するセクタ走査を行える。

【 0 0 6 5 】

ここで、光プローブ 1 3 A は、従来の超音波検査装置とは異なり、被検体 1 1 の体表に対して非接触である。すなわち、光プローブ 1 3 A の下面と被検体 1 1 との間には所定の距離の空間が存在している。この構成によって被検体 1 1 のひずみは低減されている。

【 0 0 6 6 】

また、光プローブ 1 3 A は、周波数変調されたレーザ光を検出光と参照光とに分離し、検出光を用いて被検体 1 1 の表面に複数の光スポット (以後、受信スポット) を形成する。なお、検出光とは、光プローブ 1 3 A から被検体 1 1 の表面に向けて出射される光である。参照光とは光プローブ 1 3 A 内部の偏光反射板 3 7 で反射される光を意味している。また、光プローブ 1 3 A は、各受信スポットで反射した検出光 (以下、反射検出光とも呼ぶ) と参照光とを干渉させることで超音波エコーの検出を行い、検出した超音波エコーを示すビート信号 9 3 を生成する。

【 0 0 6 7 】

このビート信号 9 3 は、搬送波を F M 変調した波形である。ビート信号 9 3 を受信部 1 4 及び位置検出部 1 5 で復調することにより被検体 1 1 の表面の微小振動及び形状の情報が得られる。この光プローブ 1 3 A の具体的構成及び信号の検出原理については後で詳しく説明する。

【 0 0 6 8 】

また、信号処理部 1 6 は、信号記憶部 1 6 a と、位置記憶部 1 6 b と、演算処理部 1 6 c と、画像メモリ 1 6 d とを備える。

10

20

30

40

50

## 【0069】

信号記憶部16aは、受信部14で生成された検出信号94を記憶する。位置記憶部16bは、位置検出部15で生成された相対位置情報95を記憶する。

## 【0070】

演算処理部16cは、信号記憶部16aに記憶されている検出信号94と位置記憶部16bに記憶されている相対位置情報95とに基づいてビームフォーミング処理を行うことで画像データ99を生成する。

## 【0071】

画像メモリ16dは、演算処理部16cで生成された画像データ99を三次元データ96として記憶する。

## 【0072】

以下、プローブ部82の概略構成について説明する。

## 【0073】

図3は、プローブ部82の概略構成を示す図である。図3において、被検体11は乳房であり、乳頭部付近に送信プローブ12が配置されている。また、送信プローブ12は、被検体11に接触した状態で被検体11の内部に超音波26を送信する。

## 【0074】

駆動部21は、受信プローブ13と送信プローブ12との相対位置及び相対角度を固定するとともに、当該相対位置及び相対角度を変更可能である。この駆動部21は、送信プローブ12が固定された状態で、受信プローブ13を移動する。駆動部21は、回動機構22及び23と、伸縮可能な支持アーム24と、回動機構25とを含む。

## 【0075】

具体的には、受信プローブ13は、送信プローブ12に対して回動機構22、23、支持アーム24、及び、回動機構25を介して保持されている。ここで、回動機構22は、受信プローブ13が送信プローブ12を中心に回動できるように構成されている。また、回動機構23は回動機構22の回転軸と直交する回転軸を有している。さらに支持アーム24の長さを変化させることにより、受信プローブ13（光プローブ13A）と送信プローブ12との間の距離を調整することが可能である。そのため、回動機構22と回動機構23と支持アーム24との組合せで、送信プローブ12に対して受信プローブ13が三次元的に移動できるように構成されている。また、回動機構25により、被検体11の表面と受信プローブ13の角度（支持アーム24と受信プローブ13の成す角度）を調整できるように構成されている。なお、ここでは送信プローブ12を乳頭付近に配置しているが、乳頭以外に配置してもよい。

## 【0076】

ここで、回動機構22、23、25及び支持アーム24は、位置決め制御の可能なサーボモータ、ステッピングモータ又はソレノイドなどを含む。また、位置検出部15は、駆動部21から出力される受信プローブ13と送信プローブ12との相対位置及び相対角度を示す位置決めデータ92から、送信プローブ12と受信プローブ13との相対位置（第2相対位置）及び相対角度を検出する。

## 【0077】

ここで、送信プローブ12の位置とは、超音波の送信位置であり、送信プローブ12上（又は、被検体11上）の1点を意味している。具体的には、この送信位置は、超音波26の波面の進行方向に延びる直線であって超音波26の収束点（ここでは反射組織27）を通る直線と、送信プローブ12との交点と定めることができる。

## 【0078】

また、受信プローブ13の位置とは、光プローブ13Aの各検出光の出射位置である。また、超音波の受信位置とは、被検体11の表面上の受信スポットが形成される位置を意味している。

## 【0079】

ここで、回動機構22、23及び25の回転角度、並びに支持アーム24の長さの情報

10

20

30

40

50

を用いて、超音波の送信位置と光プローブ13Aの各検出光の出射位置との距離を求めることができる。したがって、光プローブ13Aの各検出光の出射位置と受信スポットとの相対位置が分かれば、超音波の送信位置と受信スポットとの相対位置を求めることができる。

【0080】

なお、光プローブ13Aの表面には、略等間隔に検出光の出射位置が配列されている。よって、超音波の送信位置に対する光プローブ13Aの中心点の相対位置を算出することができれば、この相対位置を利用して光プローブ13Aの中心点以外に存在する検出光の出射点の位置を算出することが可能になる。なお、光プローブ13Aの各検出光の出射位置と受信スポットとの相対位置を検出する方法については、後で詳しく説明する。

10

【0081】

図4は、光プローブ13Aの概略構成図を示している。図4に示すように光プローブ13Aは、半導体レーザ31と、電流変調器32と、コリメートレンズ34と、偏光ビームスプリッタ35と、ビームエキスパンダ36と、偏光反射板37と、マイクロレンズアレイ38と、受光素子39とを備える。

【0082】

半導体レーザ31及び電流変調器32は、レーザ光33を出射する第1光源である。半導体レーザ31は、局所的に注入電流と発信波長とが線形に変化する動作区間を有する。電流変調器32は、半導体レーザ31に供給する電流を変調する。コリメートレンズ34は、半導体レーザ31が出射したレーザ光33をコリメートする。

20

【0083】

偏光ビームスプリッタ35は、レーザ光33を、被検体11に照射される検出光と、検出光とは逆方向に進行する参照光とに分離する分離素子である。この偏光ビームスプリッタ35は、P偏光成分を透過し、S偏光成分を反射する。

【0084】

ビームエキスパンダ36は、レンズ36a及び36bを含む。偏光反射板37は、例えばワイヤグリッド偏光板で構成される。この偏光反射板37は、透過軸方向の偏光成分を透過し、当該透過軸方向と直交する偏光成分を反射する。マイクロレンズアレイ38は、偏光反射板37を透過した光を被検体11上に集光することで複数の受信スポットを形成する。これらビームエキスパンダ36、レンズ36a、36b、偏光反射板37、及びマイクロレンズアレイ38は、検出光を複数の光束に分岐して被検体11に照射し、被検体11上に複数の受信スポットを形成する照射光学系である。

30

【0085】

複数の受光素子39は、複数の受信スポットで反射した検出光である反射検出光と参照光との干渉光を受光し、受光した干渉光に応じたビート信号93を生成する。また、各受光素子39は、被検体11上の各受信スポットに1対1に対応する。

【0086】

ここで、電流変調器32は、注入電流に鋸歯状の電流を重畳する。これにより、半導体レーザ31は、鋸歯状に周波数変調されたレーザ光33を出射させる。なお、送信プローブ12は、電流変調器32の代わりに、レーザ光33の光周波数を鋸歯状に変調する変調器を備えてもよい。この場合でも、鋸歯状に周波数変調されたレーザ光33を生成できる。

40

【0087】

また、偏光反射板37は、透過軸が偏光ビームスプリッタ35におけるS偏光に対して略45度傾くように構成されている。よって、偏光反射板37に入射した光の一部は反射され、一部は透過する。

【0088】

なお、マイクロレンズアレイ38は、複数の受信スポットを形成するように構成されている。この複数の受信スポットは所定方向に1列に配列されてもよいし、二次元のマトリクス状に配置されてもよい。

50

## 【 0 0 8 9 】

また、被検体 1 1 上の受信スポットで反射された検出光は、マイクロレンズアレイ 3 8 に再入射する際、往路とは異なるレンズに入射すると、受光素子 3 9 上の対応する受光領域に入射しない。このような光は迷光となるため、アパーチャ 4 0 で遮光するように構成されている。

## 【 0 0 9 0 】

図 5 は、光プローブ 1 3 A の受光素子 3 9 で検出される参照光と反射検出光との信号波形を示す図である。グラフの縦軸は光周波数 (  $f$  )、横軸は時間 (  $t$  ) を示している。なお、参照光とは偏光反射板 3 7 で反射された光を意味し、反射検出光とは偏光反射板 3 7 を透過して被検体 1 1 の表面から反射された検出光を意味する。

10

## 【 0 0 9 1 】

図 5 に示すように、参照光の信号波形 4 1 と反射検出光の信号波形 4 2 とは時間  $t$  だけずれた波形となる。これは、参照光と検出光とが偏光反射板 3 7 で分離された後、受光素子 3 9 に到達するまでの間に通過する経路に光路差があるためである。ここで、偏光反射板 3 7 と被検体 1 1 表面との距離を  $L/2$ 、光速を  $c$  とすると、光路差は  $L$  であるので、 $t = L/c$  だけ信号波形がずれることとなる。このとき、受光素子 3 9 で受光される参照光と反射検出光との光周波数には僅かに差が生じるため、受光素子 3 9 では、この差周波 ( 以後、ビート周波数 )  $f_b = \quad \cdot f_m \cdot t$  のビート信号 9 3 が検出される。

## 【 0 0 9 2 】

例えば、レーザ光 3 3 の鋸歯状波の繰り返し周波数  $f_m = 10 \text{ MHz}$ 、光周波数の変動幅  $\quad = 15 \text{ GHz}$ 、参照光と検出光との光路差  $L = 40 \text{ mm}$ 、の場合、ビート周波数  $f_b$  は  $20 \text{ MHz}$  となる。このとき、 $L$  の長さが  $0.01 \text{ mm}$  ずれると、ビート周波数は  $5 \text{ kHz}$  ずれることになり、ビート周波数を精度よく測定することにより、偏光反射板 3 7 と被検体 1 1 との間の距離を精度よく計測することができる。

20

## 【 0 0 9 3 】

さらに、被検体 1 1 の表面が超音波エコー 2 8 の伝搬により振動している場合は、被検体 1 1 表面で反射する検出光はドップラシフトにより光周波数がわずかにずれる。これにより、受光素子 3 9 で検出されるビート信号 9 3 も同様にドップラシフトを受ける。このため、受光素子 3 9 で検出されるビート信号 9 3 は、ビート周波数を中心周波数とする FM 信号となる。この FM 信号を復調することにより、被検体 1 1 の内部で反射してきた超音波エコー 2 8 による振動を検出することができる。

30

## 【 0 0 9 4 】

例えば、超音波エコー 2 8 による被検体 1 1 表面の変動振幅を  $0.5 \text{ nm}$ 、超音波エコー 2 8 の周波数を  $5 \text{ MHz}$  とすると、被検体 1 1 表面の変動速度  $v$  は最大  $0.0157 \text{ m/s}$ 、である。このとき、光源の波長  $\quad = 683 \text{ nm}$ 、とすると、ドップラシフトの周波数  $f_b$  は、 $f_b = 4 \quad v / \quad = 289 \text{ kHz}$  となる。したがって、ビート周波数が  $20 \text{ MHz}$  の場合、受光素子 3 9 で検出されるビート信号 9 3 の周波数は  $19.71 \sim 20.29 \text{ MHz}$  の間で FM 変調される。

## 【 0 0 9 5 】

図 6 A 及び図 6 B は、光プローブ 1 3 A の受光素子 3 9 の出力波形 ( ビート信号 9 3 ) を示す図である。図 6 A はドップラシフトが無い場合の出力波形を示し、図 6 B はドップラシフトがある場合の出力波形を示している。被検体 1 1 の表面に振動が無い場合は ( すなわち超音波エコー 2 8 の伝搬がない場合 )、図 6 A に示すような、参照光と検出光との光路差  $L$  に応じたビート周波数の搬送波が検出される。位置検出部 1 5 は、このビート周波数を用いて、光路差  $L$  を求めることができる。さらに、位置検出部 1 5 は、受光スポットと受信プローブ 1 3 との相対位置 ( 第 1 相対位置 ) を算出できる。

40

## 【 0 0 9 6 】

また、超音波エコー 2 8 が被検体 1 1 の表面に到達すると、被検体 1 1 の表面が振動する。被検体 1 1 の表面が振動している場合は、図 6 B に示すように搬送波が FM 変調される。受信部 1 4 は、この信号を FM 復調することにより、超音波エコー 2 8 による被検体

50

11表面の微小変位を示す検出信号94を生成することができる。

【0097】

なお、検出光はマイクロレンズアレイ38により複数の光束に分岐しており、受光素子39もこの光束の分岐領域に応じて複数の受光領域に分離している。または、複数の受光素子を別個に有していてもよい。複数の受光領域で得られた信号から、それぞれのビート周波数を算出することで、被検体11の表面が図3のように曲面になっていたとしても、光プローブ13Aと被検体11との間の距離をより正確に検出することができる。

【0098】

以上のように、送信プローブ12と受信プローブである光プローブ13Aを別体にし、光プローブ13Aを被検体11の体表と非接触とすることで、検査開始時を基準とした場合に、検査中に被検体11に発生する歪み量を低減することが可能になる。

10

【0099】

なお、送信プローブ12は、1つの送信点から三次元的に超音波を送信する構成としているが、複数の超音波プローブを用いて広範囲に超音波を送信する構成としてもよい。

【0100】

ただし、被検体に接触している部分が少ない方が被検体の歪み量を少なく抑えることができる。

【0101】

また、仰向けで乳頭部のみを押さえる構成は、手術前に変形状態を再現するのが容易で、手術位置の確認がし易いなどの利点がある。

20

【0102】

ところで、検出信号94を用いてビームフォーミングを行うには、整相加算における仮想の音源をフォーカス点とすると、超音波26を送信する送信位置とフォーカス点との距離、及び、フォーカス点から各受信スポットまでの距離が既知である必要がある。従来は、送信位置及び受信位置は同一平面上に等間隔に配置されていたため、これらの距離を容易に計算することができた。一方、本構成では、形状が不明な曲面上に受信スポットを形成して検出信号94を検出するため、超音波26の送信位置に対する各受信スポットの三次元位置を計測することが必要となる。

【0103】

図7A及び図7Bは、同位相信号が検出される際の遅延時間を示す図である。図7Aは受信スポットが平面上にある場合の遅延時間を示している。図7Bは受信スポットが曲面上にある場合の遅延時間を示している。

30

【0104】

図7Aに示すように、各受信スポット51が、平面上に等間隔に形成されている場合、フォーカス点54から各受信スポット51までの距離は算出可能である。よって、信号処理部16は、この距離から遅延時間52を求めてビームフォーミングを行うことができる。

【0105】

一方、図7Bに示すように、形状が不明な曲面上に受信スポット51が形成される場合、フォーカス点54から各受信スポット51までの距離が不明である。よって、信号処理部16は、遅延時間53を求めることができず、ビームフォーミングを行うことができない。したがって、各受信スポットの三次元位置を計測することが必要となる。

40

【0106】

本実施の形態では、位置検出部15は、送信プローブ12と光プローブ13Aとの相対位置と、光プローブ13Aと被検体11上の受信スポットとの間の距離 $L/2$ とを用いて、超音波26の送信位置と受信スポットとの相対位置関係を算出する。

【0107】

具体的には、位置検出部15は、送信プローブ12と光プローブ13Aとの相対位置(第2相対位置)及び相対角度を、駆動部21の位置決めデータ92から算出する。また、上述したように、ビート信号93の周波数から、受信スポットと光プローブ13Aとの第

50

1 相対位置を算出する。さらに、位置検出部 15 は、第 1 相対位置と、第 2 相対位置とから、送信プローブ 12 と光スポットとの第 3 相対位置を算出し、算出した第 3 相対位置を示す相対位置情報 95 を位置記憶部 16 b に記憶する。そして、演算処理部 16 c は、この第 3 相対位置に基づいて、超音波エコー 28 が受信スポットに到達する時間を演算し、当該時間を用いて検出信号 94 に整相加算を行うことで、画像データ 99 を生成する。

【0108】

なお、超音波の送信位置に対する各受信スポットの相対位置を求めるためには、光プローブ 13 A に対する各受信スポットの相対位置が計測できるように構成されていればよい。この計測は、例えば、ステレオカメラ等、三次元計測のためのセンサを別途用いても実現できる。

10

【0109】

また、前述のように受信スポットと光プローブ 13 A との間の距離を算出することができるが、光プローブ 13 A から出射する検出光の進行方向と、偏光反射板 37 とのなす角度が垂直でない場合には、光プローブ 13 A と受信スポットとの相対位置が正しく算出できない可能性がある。

【0110】

そこで、本実施の形態では、この計測を行うためには、光プローブ 13 A から出射し各受信スポットを形成する光束（以後、受信ビーム）について、それぞれ出射角を事前に計測しておく。このように、各受信ビームの出射角を事前に計測しておくこと、図 4 及び図 5 を用いて説明したように、ビート信号 93 のビート周波数から各受信ビームの長さ（光路差 L）が求まるので、位置検出部 15 は、各受信ビームの方向（出射角）及び長さ（光路差 L）から受信スポット 51 の相対位置を求めることができる。

20

【0111】

次に、このように構成された本実施の形態 1 の超音波検査装置 10 の動作について図 2 ~ 図 4 及び図 8 を用いて具体的に説明する。図 8 は、超音波検査装置 10 の動作を示すフローチャートである。

【0112】

まず、制御部 20 は所定のタイミングで駆動信号 98 を発生するように送信部 19 を制御する。この制御に従い、送信部 19 は超音波 26 をフォーカス及び偏向させるための遅延処理を行う。そして、送信部 19 は、送信プローブ 12 の複数の振動子に遅延処理された駆動信号 98 をそれぞれ供給する（S101）。送信プローブ 12 は、送信部 19 から送られた駆動信号 98 に従い、各振動子から超音波 26 を送信して所定の波面を形成する（S102）。超音波 26 はこの波面に従い所定の方向に向かって進行する。送信プローブ 12 から送信された超音波 26 は、被検体 11 内部の反射組織 27 で反射され、超音波エコー 28 となって被検体 11 の表面に伝搬する。

30

【0113】

ここで、駆動部 21 は、予め超音波エコー 28 の検出に適した位置に、光プローブ 13 A を移動させる（S103）。例えば、駆動部 21 は、超音波 26 の送信方向を含む断面内に、超音波エコーを検出するための受信スポットが形成されるように、光プローブ 13 A を移動させる。そして、光プローブ 13 A により、超音波エコー 28 の受信（S104）、及び、超音波エコー 28 の受信位置の計測（S105）が行われる。

40

【0114】

光プローブ 13 A による信号受信は、以下の動作により行われる。まず、電流変調器 32 は注入電流を変調する。これにより半導体レーザ 31 は周波数変調されたレーザ光 33 を出射する。ビームエキスパンダ 36 はこのレーザ光 33 を拡大する。偏光反射板 37 は、拡大されたレーザ光を参照光と検出光とに分離する。検出光は、被検体 11 表面に複数の受信スポットを形成するように照射される。各受信スポットで反射した反射検出光は、受光素子 39 上の各受光領域で参照光と重ね合わされて受光される。

【0115】

このとき、参照光及び検出光の偏光方向は、偏光反射板 37 及び被検体 11 で反射した

50

直後において互いに直交している。また、偏光ビームスプリッタ 35 の P 偏光に対しては、参照光及び検出光のどちらの偏光方向も略 45 度傾いているため、参照光及び検出光のそれぞれ P 偏光成分が偏光ビームスプリッタ 35 を透過する。このように、同じ偏光方向の成分が透過するため、参照光及び検出光は干渉して受光素子 39 に受光される。

#### 【0116】

このようにして検出されたビート信号 93 は、参照光と検出光との光路差に応じたビート周波数を中心周波数として FM 変調された信号である。よって、受信部 14 は、このビート信号 93 の FM 変調を復調することにより超音波エコー 28 に対応する検出信号 94 を生成する。

#### 【0117】

また、位置検出部 15 は、ビート周波数から各受信スポットと光プローブ 13 A との距離を算出する。なお、光プローブ 13 A に対する受信ビームの出射角度が垂直ではない場合には、位置検出部 15 は、この距離情報に事前に計測しておいた受信ビームの出射角情報を加味して、光プローブ 13 A と各受信スポットとの相対位置を算出してもよい。そして、位置検出部 15 は、光プローブ 13 A に対する各受信スポットの相対位置と、駆動部 21 の位置決めデータ 92 とから、超音波 26 の送信位置に対する各受信スポットの相対位置を算出する。

#### 【0118】

なお、光プローブ 13 A は非接触で超音波エコー 28 を検出できる。また、本実施の形態の場合、送信プローブ 12 の位置を移動させず、光プローブ 13 A を移動させることで広範囲の領域の画像情報を取得することができる。そのため、従来のようなプローブの押しつけ圧又は角度の具合で検出される信号が劣化するという問題が発生しにくい。また、検査開始時の被検体 11 の変形状態と、その後の被検体 11 の変形状態との間の形状変化を、従来の超音波検査装置に比して低減することが可能になる。そのため、各診断画像中に含まれる被検体 11 のひずみの影響が従来よりも一定に近くなるため、取得された診断画像に対して、個別に被検体 11 の変形補正を行う必要性が少ない。

#### 【0119】

また、受信スポットごとに光プローブ 13 A との位置関係を算出することもできるので、被検体 11 の表面が曲面であっても、受信された信号の整相加算を行うことができる。これにより大きな開口で検査を行うことができるので、高い解像度が得られる。

#### 【0120】

また、光プローブ 13 A は、被検体 11 表面の振動から超音波エコー 28 を検出するため、受信ビームに対して皮膚表面が傾斜していると、見かけ上、超音波エコー 28 による振動振幅が小さくなり、コントラストが低下する。これに対して、本実施の形態では、制御部 20 は、計測した各受信スポットの三次元位置（第 1 相対情報）から被検体 11 の表面形状を推定することにより、各受信スポットでの傾斜角を求める。そして、制御部 20 は、この傾斜角に応じて、受信スポットで検出された変位の振幅（振動振幅）を補正することにより、コントラストの低下を防ぐことができる。具体的には、制御部 20 は、傾斜角が予め定められた閾値より大きい場合に、振動振幅を大きくするように制御する。また、制御部 20 は、傾斜角が大きいほど振動振幅を大きくするように制御する。例えば、制御部 20 は、受信部 14 のビート信号 93 に対するゲインを大きくすることで振動振幅を大きくする。または、制御部 20 は、送信プローブ 12 が照射する検出光の強度を高くすることで振動振幅を大きくする。

#### 【0121】

なお、光プローブ 13 A に対して皮膚表面が傾斜している場合は、反射光量が減ることになるが、振動振幅は FM 変調されたビート信号 93 の周波数から検出するので問題無い。

#### 【0122】

再び図 8 を参照して説明する。受信部 14 は、光プローブ 13 A で生成されたビート信号 93 を復調するとともに、さらに増幅、及びデジタル変換することで検出信号 94 を生

10

20

30

40

50

成する（S106）。この検出信号94は、信号処理部16の信号記憶部16aに記憶される。また、位置検出部15で算出された、超音波26の送信位置に対する各受信スポットの相対位置情報95（第3相対位置）は位置記憶部16bに記憶される。

【0123】

次に、演算処理部16cは、信号記憶部16aに格納された検出信号94と位置記憶部16bに格納された相対位置情報95とに基づき、超音波26の送信経路（以後、音線）に沿った領域のビームフォーミング処理を行うことで、画像データ99を生成する（S107）。そして当該処理により得られた画像データ99が画像メモリ16dに記憶される。

【0124】

以上の動作は送信プローブ12から送信される超音波26の音線を被検体内で移動しながら行われる。つまり、全ての検査領域の走査が完了していない場合（S108でNo）、ステップS103～S107の処理が行われる。そして、全ての検査領域の走査が完了すると（S108でYes）、検査領域全体の画像データ99が演算されて画像メモリ16dに保存される。

【0125】

なお、このとき、送信プローブ12は位置を固定した状態で超音波26を三次元的に送信する。また、光プローブ13Aは、超音波26の音線方向に合わせて超音波エコー28の受信し易い位置に移動しながら信号検出を非接触で行う。このように、超音波26の送信を行う送信プローブ12と超音波エコー28の受信を行う光プローブ13Aとが別体に構成されていると、特に走査角の大きな場合に、超音波エコー28の伝搬経路を短くできる。よって、受信する開口数が大きく、減衰も少ない信号検出が行える。これにより広い範囲で解像度及びコントラストの高い検査が行える。

【0126】

次に、画像処理部17は、画像メモリ16dに保存された複数の画像データ99である三次元データ96に対して三次元画像のレンダリング処理を施すことで三次元画像97を生成する（S109）。そして、当該処理により得られた三次元画像97が画像表示部18に表示される。

【0127】

以上に説明したように本実施の形態に係る超音波検査装置10は、検査開始時の被検体の変形を基準とした場合に、検査開始後の被検体11の変形を従来の超音波検査装置に比して低減することができる。これにより、超音波検査装置10は、より高精度な乳房の全体像を簡便に三次元画像として取得することができる。よって、再現性が高く、医師が任意断面の断層画像を表示して読影することが可能な三次元の全体像が取得できるので、効率的な診断が行える。

【0128】

さらに、本実施の形態に係る超音波検査装置10は、乳房を変形させることなく検査が可能な超音波検査装置を実現できるので、自動計測に適した乳癌検査装置を提供できる。これにより、検査者に依存しない検査結果が得られるので、例えば、女性スタッフのみで乳癌検査を行うことができる。これにより、多くの女性が抵抗なく乳癌検診を受けられる。

【0129】

また、本実施の形態に係る超音波検査装置10は、従来の直接接触法と異なり、プローブの押しつけ圧及び角度による画質劣化が少ない。そのため、本実施の形態に係る超音波検査装置10は、超音波画像を確認しながら検査を行う必要性が低く、より自動化検査装置に適している。さらに、送信プローブ12に対して光プローブ13Aを移動できるように構成しているので、送信する超音波の走査角が大きな場合でも、良好な超音波画像が得られる。これにより、広い範囲で解像度及びコントラストの高い検査が行える。

【0130】

なお、本実施の形態では、自動化装置を想定して構成を説明したが、技師が光プローブ

10

20

30

40

50

13Aを手動で動かして検査を行う形態にも応用することができる。

【0131】

図9A及び図9Bは、手動で操作することを想定して小型化した光プローブ13Aの構成を示す図である。図9Aは、この場合の光プローブ13Aの斜視図である。図9Bは光プローブ13Aの主要部の断面図である。なお、図9A及び図9Bにおいて、図4と同じ構成要素には同じ符号を付し説明を省略する。

【0132】

図9Aに示すように、光プローブ13Aは、半導体レーザ31と、電流変調器32と、コリメートレンズ34と、レーザ光33を線状の平行光に変換する導光棒61と、面状検出部62とを備えている。

【0133】

ここで、導光棒61には、光が出射する側面に対して略45°傾斜した傾斜面を有する偏向溝が複数形成されている。この導光棒61は、当該導光棒61に入射した光を全反射により略90°偏向する。

【0134】

また、面状検出部62は、例えば、図9Bに示す構造で構成される。面状検出部62は、導光板63と、偏光反射板37と、マイクロレンズアレイ38と、偏光板64と、視野角制御シート65と、受光素子39とを備えている。

【0135】

導光板63は、導光棒61から出射されたレーザ光33が側面から入射される。この導光板63は、入射されたレーザ光33を、一方の主面63aから出射する。

【0136】

偏光反射板37は、導光板63の主面63aに隣接して配置されている。偏光板64は、導光板63を挟んで偏光反射板37の反対側に配置されている。

【0137】

視野角制御シート65は、偏光板64を透過した光のうち、略垂直に入射した光のみを透過させる。受光素子39は、被検体11上の受信スポットに対応した複数の受光領域を有する。

【0138】

なお、導光板63の対向面63bには、主面63aに対して略45°傾斜した傾斜面からなる複数の偏向面63cが形成されている。これにより、導光板63は、主面63aに対して略平行に入射した光を全反射により主面63aに向けて偏向し、主面63aから略垂直に出射することができる。

【0139】

また、偏光板64の透過軸は、偏光反射板37の透過軸と略45度を成す。また、視野角制御シート65は、受光素子39の各受光領域に、対応する受信スポット以外からの迷光が混入するのを防ぐ目的で配置されている。

【0140】

このように構成された光プローブ13Aにおいて、周波数変調されたレーザ光33は、コリメートレンズ34でコリメートされ、導光棒61で線状の平行光に変換され、面状検出部62に入射する。面状検出部62の導光板63に入射したレーザ光33は、偏向面63cで偏向され、導光板63の主面63aから略垂直に出射し、偏光反射板37で参照光と検出光とに分離される。検出光はマイクロレンズアレイ38により被検体11表面に複数の受信スポットを形成する。各受信スポットで反射した検出光と、偏光反射板37で反射した参照光とは導光板63を透過して偏光板64に入射する。ここで、参照光と検出光とは互いに偏光が直交しているが、どちらも偏光板64の透過軸に対して偏光が略45度回転している。よって、参照光と検出光とのそれぞれ同じ偏光成分の光が偏光板64を透過し、略垂直に透過した光のみ視野角制御シート65を透過して受光素子39上で干渉する。そして、この干渉した光が、受光素子39の各受光領域で検出される。

【0141】

10

20

30

40

50

このような構成としても、検出されたビート信号 9 3 のビート周波数から被検体 1 1 と光プローブ 1 3 A との距離を求めることができ、また F M 変調を復調することにより、各受信スポットでの振動を検出することができる。

【 0 1 4 2 】

したがって、以上に説明したような構成は、小型、かつ薄型の光プローブでありながら検査中に発生する被検体 1 1 の変形を低減することができる。これにより、再現性が高く、かつ解像度も高い超音波検査装置を実現できる。

【 0 1 4 3 】

また、本実施の形態では、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 との相対位置及び相対角度の検出を駆動部 2 1 の位置決め情報を用いて行うとしたが、赤外線センサ又はジャイロ検出などを利用することにより、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 とを切り離れた構成とすることができる。

10

【 0 1 4 4 】

図 1 0 は、プローブ切り離し構成の具体例を示す図である。また、図 1 1 は、この場合の超音波検査装置 1 0 のブロック図である。

【 0 1 4 5 】

図 1 0 に示すように、送信プローブ 1 2 は、さらに、直交するように配置された 2 本のセンサバー 6 7 を備える。各センサバー 6 7 は、当該センサバー 6 7 の両端に配置された 2 つの光源 6 7 a ( 第 2 光源 ) を備える。この光源 6 7 a は、例えば赤外線 L E D である。

20

【 0 1 4 6 】

さらに、図 1 1 に示すように、送信プローブ 1 2 は、ジャイロセンサ 8 7 ( 第 1 ジャイロセンサ ) を備えている。また、受信プローブ 1 3 は、図 9 で説明した薄型の構成と、断層画像を表示する表示パネル 6 6 と、光センサ 8 5 と、ジャイロセンサ 8 6 ( 第 2 ジャイロセンサ ) とを備えている。

【 0 1 4 7 】

ジャイロセンサ 8 7 は、送信プローブ 1 2 の姿勢を検出する。ジャイロセンサ 8 6 は、受信プローブ 1 3 の姿勢を検出する。そして、位置検出部 1 5 は、ジャイロセンサで検出された送信プローブ 1 2 の姿勢と受信プローブ 1 3 の姿勢とを比較することにより、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 との相対角度を検出する。

30

【 0 1 4 8 】

光センサ 8 5 は、光源 6 7 a からの光を、画像を用いて検出する。この光センサ 8 5 は、例えば、C M O S センサであり、センサバー 6 7 の先端で発光する赤外光を定常的に撮影する。そして、位置検出部 1 5 は、光センサ 8 5 で撮影された画像で示される発光点の間隔及び位置から、光センサ 8 5 からみた光源 6 7 a の位置関係を求め、当該位置関係から送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 との相対位置を検出する。

【 0 1 4 9 】

なお、ここでは、送信プローブ 1 2 が光源 6 7 a を備え、受信プローブ 1 3 が光センサ 8 5 を備えているが、送信プローブ 1 2 が光センサ 8 5 を備え、受信プローブ 1 3 が光源 6 7 a を備えてもよい。

40

【 0 1 5 0 】

このように構成すると、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 とが完全に切り離れた状態でも、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 と相対位置及び相対角度を検出することができるので、技師が受信プローブ 1 3 を手動で自由に動かしながら検査を行うことができる。

【 0 1 5 1 】

また、このとき、受信プローブ 1 3 の位置に応じて、送信プローブ 1 2 から送信する超音波 2 6 を、受信プローブ 1 3 と略平行な方向に移動するように動作させると、表示パネル 6 6 は、表示パネル 6 6 の表示面に対して略平行な断面の、被検体 1 1 の内部の断層画像を表示する。これにより、技師が、腫瘍の位置等を直感的に判断し易くなる。また、例

50

えば、マンモトーム生検のような検査において、針 6 8 を疑わしい部分に容易に導くことができる。

【 0 1 5 2 】

なお、図 1 0 に示した構成例では、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 との相対位置及び相対角度の検出をジャイロセンサ及び赤外線センサを用いて行うとしたが、電波、磁気、又は超音波を用いるセンサを用いて、送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 との相対位置及び相対角度を検出してよい。また、カメラで撮影した画像を画像処理することで送信プローブ 1 2 と受信プローブ 1 3 との相対位置及び相対角度を検出してよい。

【 0 1 5 3 】

なお、本実施の形態の送信プローブ 1 2 は振動子が二次元に配列された構造として記載したが、1次元に配列された振動子をプローブ内で機械的に揺動させるメカニカルセクタ型プローブであってもよい。

10

【 0 1 5 4 】

また、本実施の形態では、光プローブ 1 3 A から皮膚表面に向けてレーザ光を照射する構成としているが、皮膚を保護するとともに皮膚表面での反射率を上げるため、皮膚の表面に光保護剤を塗ってもよい。この光保護剤としては、たとえば、酸化チタン、酸化亜鉛、カオリン、タルク、又は雲母などの粉末を含んだ遮光剤を用いることができる。

【 0 1 5 5 】

また、本実施の形態では、超音波検査装置 1 0 は、三次元画像 9 7 を表示するとしたが、三次元画像を生成せずに、二次元画像（断層画像）を表示してもよい。

20

【 0 1 5 6 】

また、本実施の形態では、乳癌検査の例を説明したが、超音波検査装置 1 0 は、人体の他の部分の検査用途にも用いることができる。さらに、超音波検査装置 1 0 は、人体に限らず生体全般の検査用途にも用いることができる。

【 0 1 5 7 】

（実施の形態 2）

本発明の実施の形態 2 では、光プローブを含むプロジェクターについて説明する。

【 0 1 5 8 】

図 1 2 A は、本発明の実施の形態 2 に係るプロジェクター 7 1 の構成を示す図である。図 1 2 B は、プロジェクター 7 1 に含まれる光プローブ 1 3 B の動作を説明するための図である。本実施の形態では、実施の形態 1 で説明した光プローブ 1 3 A を変形した構成をプロジェクター用のタッチ検出用途に用いる。なお、プロジェクター 7 1 が備える光プローブ 1 3 B に含まれる構成要素のうち、実施の形態 1 で説明した光プローブ 1 3 A と同じ構成要素には同じ符号を付し、説明を省略する。

30

【 0 1 5 9 】

図 1 2 A に示すように、プロジェクター 7 1 は、スクリーン、壁又は机などの表示体 7 2 に映像を映し出す。さらにプロジェクター 7 1 は、光プローブ 1 3 B を備える。この光プローブ 1 3 B は、表示体 7 2 上に振動検出のための受信スポット 7 3 a ~ 7 3 d を形成する。この受信スポット 7 3 a ~ 7 3 d は、指 7 4 で表示体 7 2 を触った際に発生する表面弾性波 7 5 を検出する。プロジェクター 7 1 は、光プローブ 1 3 B で検出された受信信号に基づき、指 7 4 が触った位置を特定する。

40

【 0 1 6 0 】

ここで、図 1 2 B に示すように、光プローブ 1 3 B は、半導体レーザ 3 1 と、電流変調器 3 2 と、コリメートレンズ 3 4 と、レーザ光 3 3 の S 偏光成分が反射する偏光ビームスプリッタ 3 5 a 及び 3 5 b と、透過軸が入射偏光に対して略 4 5 度傾くように構成された偏光反射板 3 7 a 及び 3 7 b と、受光素子 3 9 a 及び 3 9 b と、偏光ビームスプリッタ 3 5 a を透過した光の偏光方向を 9 0 度回転させる 1 / 2 波長板 7 6 とを備えている。

【 0 1 6 1 】

なお、図 1 2 B では説明を簡単にするため、受信スポット 7 3 c 及び 7 3 d を形成する光学系を省略しているが、当該光学系は、図 1 2 B に示す受信スポット 7 3 a 及び 7 3 b

50

を形成する光学系と同様である。

【0162】

このように構成された光プローブ13Bにおいて、周波数変調されたレーザ光33は、コリメートレンズ34でコリメートされる。そして、コリメートされた光のうち、偏光ビームスプリッタ35aでS偏光成分は反射され、P偏光成分は透過する。偏光ビームスプリッタ35aを透過したP偏光成分の光は、1/2波長板76でS偏光に変換され、その後、偏光ビームスプリッタ35bで反射される。偏光ビームスプリッタ35a及び35bで反射された光は偏光反射板37a及び37bで参照光と検出光とに分離される。検出光は表示体72上に照射され受信スポット73a~73dを形成する。

【0163】

ここで、指74で表示体72上の一部をタッチすると、指74が触れた位置を起点として表面弾性波75が発生する。発生した表面弾性波75は、表示体72の表面を伝搬し、やがて受信スポット73a~73dに到達する。これにより、各受信スポットが振動する。このとき検出光はドップラシフトにより光周波数が僅かにずれて反射される。

【0164】

この検出光と、偏光反射板37a及び37bで反射された参照光とは、偏光ビームスプリッタ35a及び35bに入射する。これらの光のそれぞれのP偏光成分は偏光ビームスプリッタ35a及び35bを透過する。そして受光素子39a及び39b上で検出光と参照光との干渉光が受信される。そして、プロジェクター71により、受信されたFM変調信号から各受信スポットの位置及び表面弾性波75に対応する信号が検出される。なお、この検出原理は、上述した実施の形態1と同様である。

【0165】

このとき、各受信スポットの位置及び表面弾性波75を受信した時間から表面弾性波75の起点の位置、すなわち、指74がタッチした位置を求めることができる。これにより、表示体72をタッチパネルのように動作させることができる。

【0166】

なお、光源に赤外光を用いれば、表示体72上に多くの受信スポットを形成させることもできる。これにより、表示体72の表面が曲面であっても、タッチした位置を正確に検出できる。したがって、振動を伝える物であれば形状に関わらずタッチパネルとして使えるので有用である。また、表示体72上の受信スポット73a~73dとプロジェクター71の距離がわかるので、台形補正なども自動で行える。

【0167】

以上のように、本発明の実施の形態2に係るプロジェクターは、被検体表面の複数の位置の微小変位を非接触で検出する受信プローブを備える。前記受信プローブは、レーザ光を出射する光源と、前記レーザ光を検出光と参照光とに分離する分離素子と、前記検出光を複数の光束に分岐して被検体に照射し、前記被検体の表面上に複数の光スポットを形成する照射光学系と、前記複数の光スポットで反射した検出光をそれぞれ受光するとともに、前記参照光を各前記検出光と重ね合わせて受光する複数の受光素子とを備える。前記受信プローブは、前記被検体表面に発生する表面弾性波を、前記複数の光スポットで検出する。前記プロジェクターは、前記複数の光スポットの位置及び振動が検出された時間から前記表面弾性波の発生源を検出する。

【0168】

なお、本発明の実施の形態1及び実施の形態2に示した構成は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲で様々な変更を行うことができる。また全ての構成はどのように組み合わせてもよく、それぞれ本発明固有の効果を発揮することは言うまでもない。

【0169】

また、上記実施の形態に係る超音波検査装置又はプロジェクターに含まれる処理部の一部は典型的には集積回路であるLSIとして実現される。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように1チップ化されてもよい。

【0170】

10

20

30

40

50

また、集積回路化はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後にプログラムすることが可能なFPGA(Field Programmable Gate Array)、又はLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。

【0171】

また、本発明の実施の形態に係る、超音波検査装置又はプロジェクターの機能の一部を、CPU等のプロセッサがプログラムを実行することにより実現してもよい。

【0172】

さらに、本発明は上記プログラムであってもよいし、上記プログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であってもよい。また、上記プログラムは、インターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

10

【0173】

また、上記実施の形態に係る、超音波検査装置、プロジェクターに、及びそれらの変形例の機能又は構成のうち少なくとも一部を組み合わせてもよい。

【0174】

また、上記で用いた数字は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された数字に制限されない。また、上記で示した各構成要素の材料は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された材料に制限されない。また、構成要素間の接続関係は、本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明の機能を実現する接続関係はこれに限定されない。

20

【0175】

また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数に分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

【0176】

また、上記のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時(並列)に実行されてもよい。

【産業上の利用可能性】

30

【0177】

本発明は、超音波検査装置に適用できる。特に、本発明は、乳癌検査装置に好適である。

【符号の説明】

【0178】

- 10 超音波検査装置
- 11 被検体
- 12 送信プローブ
- 13 受信プローブ
- 13 A、13 B 光プローブ
- 14 受信部
- 15 位置検出部
- 16 信号処理部
- 16 a 信号記憶部
- 16 b 位置記憶部
- 16 c 演算処理部
- 16 d 画像メモリ
- 17 画像処理部
- 18 画像表示部
- 19 送信部

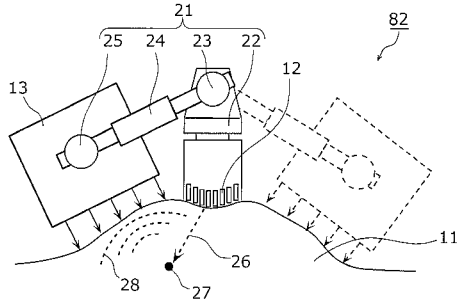
40

50

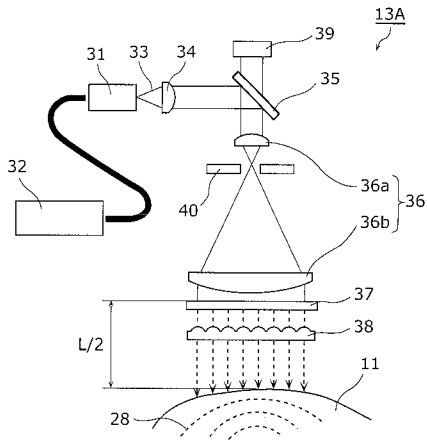
2 0	制御部	
2 1	駆動部	
2 2、2 3、2 5	回動機構	
2 4	支持アーム	
2 6	超音波	
2 7	反射組織	
2 8	超音波エコー	
3 1	半導体レーザ	
3 2	電流変調器	
3 3	レーザ光	10
3 4	コリメートレンズ	
3 5、3 5 a、3 5 b	偏光ビームスプリッタ	
3 6	ビームエキスパンダ	
3 6 a、3 6 b	レンズ	
3 7、3 7 a、3 7 b	偏光反射板	
3 8	マイクロレンズアレイ	
3 9、3 9 a、3 9 b	受光素子	
4 0	アパーチャ	
4 1	参照光の信号波形	
4 2	検出光の信号波形	20
5 1	受信スポット	
5 2、5 3	遅延時間	
5 4	フォーカス点	
6 1	導光棒	
6 2	面状検出部	
6 3	導光板	
6 3 a	主面	
6 3 b	対向面	
6 3 c	偏向面	
6 4	偏光板	30
6 5	視野角制御シート	
6 6	表示パネル	
6 7	センサーバー	
6 7 a	光源	
6 8	針	
7 1	プロジェクター	
7 2	表示体	
7 3 a、7 3 b、7 3 c、7 3 d	受信スポット	
7 4	指	
7 5	表面弾性波	40
7 6	1 / 2 波長板	
8 1	本体部	
8 2	プローブ部	
8 5	光センサ	
8 6、8 7	ジャイロセンサ	
9 2	位置決めデータ	
9 3	ビート信号	
9 4	検出信号	
9 5	相対位置情報	
9 6	三次元データ	50



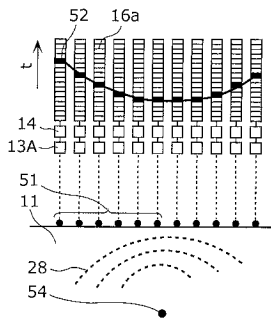
【 図 3 】



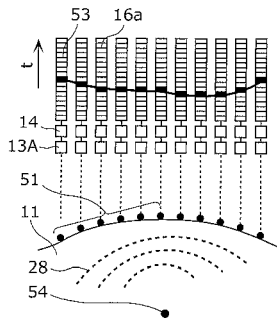
【 図 4 】



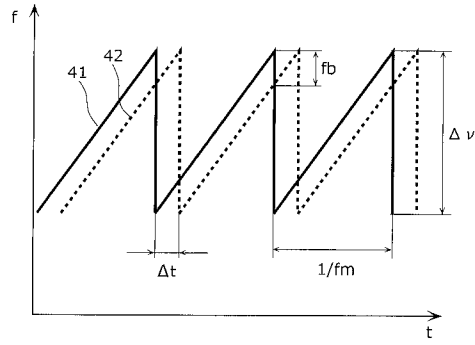
【 図 7 A 】



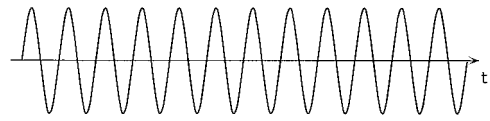
【 図 7 B 】



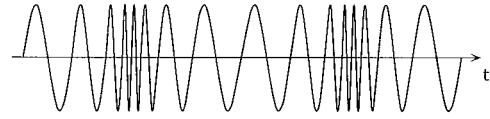
【 図 5 】



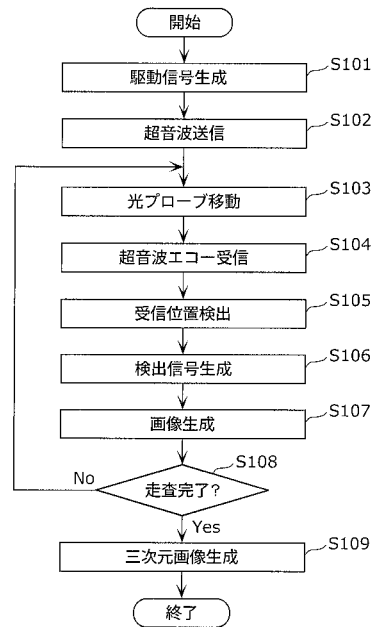
【 図 6 A 】



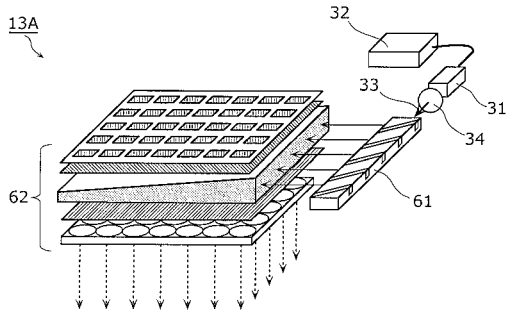
【 図 6 B 】



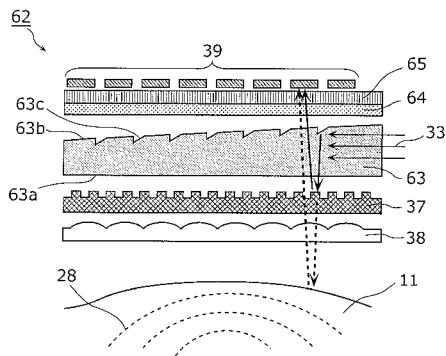
【 図 8 】



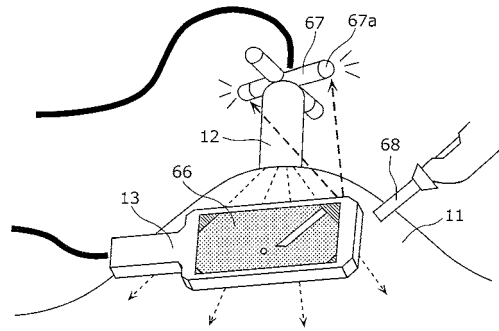
【図9A】



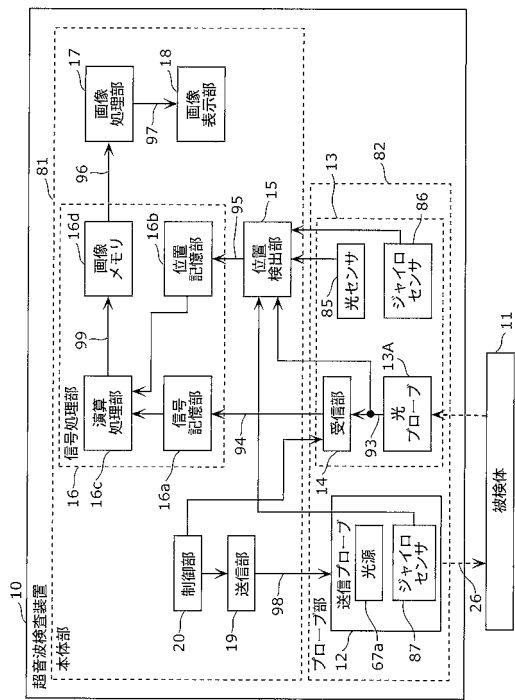
【図9B】



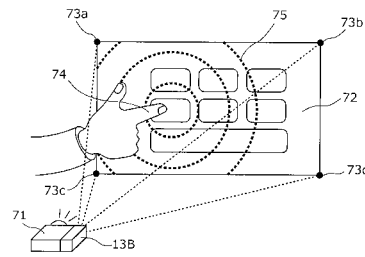
【図10】



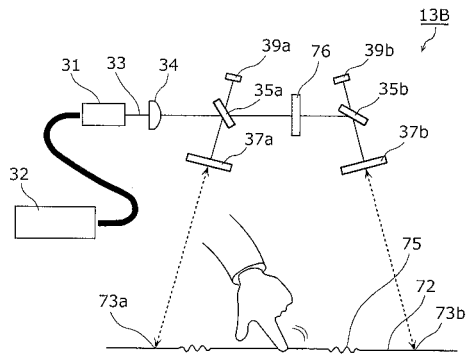
【図11】



【図12A】



【図12B】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/005677

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i, G01N29/00(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08, G01N29/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 104526/1983(Laid-open No. 13109/1985) (Aloka Co., Ltd.), 29 January 1985 (29.01.1985), specification, page 5, lines 6 to 19; fig. 1 (Family: none)	1-15
A	JP 5-56967 A (Aloka Co., Ltd.), 09 March 1993 (09.03.1993), paragraphs [0002], [0010] to [0012], [0018]; fig. 1, 2 (Family: none)	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 15 November, 2011 (15.11.11)		Date of mailing of the international search report 29 November, 2011 (29.11.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/005677

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-170363 A (Olympus Medical Systems Corp.), 24 July 2008 (24.07.2008), fig. 1 to 3 & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & EP 2275022 A1 & KR 10-2007-0077139 A	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/005677									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i, G01N29/00(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08, G01N29/00											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2011年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2011年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2011年										
日本国実用新案登録公報	1996-2011年										
日本国登録実用新案公報	1994-2011年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	日本国実用新案登録出願58-104526号(日本国実用新案登録出願公開60-13109号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム (アロカ株式会社) 1985.01.29, 明細書第5頁6-19行目、第1図 (ファミリーなし)	1-15									
A	JP 5-56967 A (アロカ株式会社) 1993.03.09, 段落2, 10-12, 18, 図1, 2 (ファミリーなし)	1-15									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 15.11.2011		国際調査報告の発送日 29.11.2011									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 富永 昌彦	2Q 4461								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 0 5 6 7 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-170363 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.07.24, 図 1-3 & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & EP 2275022 A1 & KR 10-2007-0077139 A	1-15

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, T J, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, R O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, H U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI , NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波检查装置和超声波检查方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2012053160A1</a>	公开(公告)日	2014-02-24
申请号	JP2012506027	申请日	2011-10-11
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	永田貴之 門脇慎一		
发明人	永田 貴之 門脇 慎一		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B5/0059 A61B5/0064 A61B5/0091 A61B8/0825 A61B8/0841 A61B8/15 A61B8/4218 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4263 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD08 4C601/DE16 4C601/GA21 4C601/GB06 4C601/HH28 4C601/KK21		
代理人(译)	新居 広守		
优先权	2010236169 2010-10-21 JP		
其他公开文献	JP5895152B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明的超声波检查装置是用于对活体进行体内观察的超声波检查装置(10)和用于在被检体(11)内部发送超声波(26)的发送探头(12)。并且,通过以非接触方式检测被检体(11),从而使被检体(11)的表面发生微小的位移,从而将作为被检体(11)内部反射的超声波(26)的反射超声波(在扫描操作中,用于检测的接收探针(13)和发送探针(12)相对于被检体(11)固定,并且接收探针(13)相对于被检体(11)移动。信号处理单元(16),用于基于当时的反射超声波(28)生成对象(11)内部的图像。

【图3】

