

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-87364

(P2016-87364A)

(43) 公開日 平成28年5月23日 (2016.5.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/24 (2006.01)	G 0 1 N 29/24	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2014-230547 (P2014-230547)	(71) 出願人	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日	平成26年11月13日 (2014.11.13)	(74) 代理人	100085006 弁理士 世良 和信
(31) 優先権主張番号	62/077,369	(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(32) 優先日	平成26年11月10日 (2014.11.10)	(74) 代理人	100106622 弁理士 和久田 純一
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100131532 弁理士 坂井 浩一郎
		(74) 代理人	100125357 弁理士 中村 剛
		(74) 代理人	100131392 弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

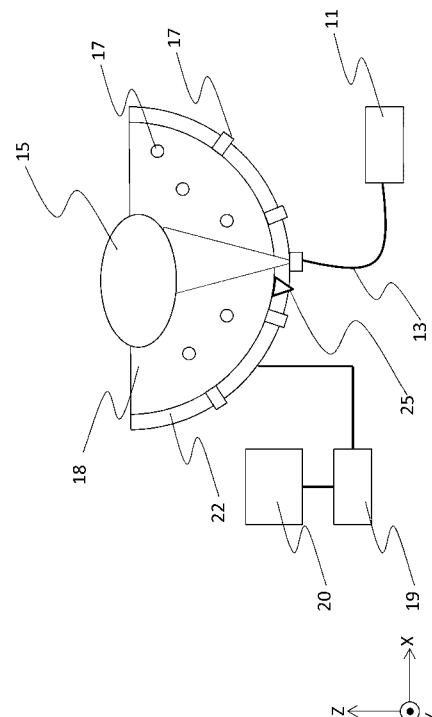
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体内の吸収体の方向によらず光音響イメージングを行うことが可能で、かつ、超音波像の取得も可能な装置を提供する。

【解決手段】超音波送信素子25と、光が被検体に照射されることにより発生する第一の音響波を検出して第一の電気信号を出力し、超音波送信素子から送信された超音波が被検体の内部で散乱した第二の音響波を検出して第二の電気信号を出力する複数のトランスデューサ17と、複数のトランスデューサの指向軸が集まるように、複数のトランスデューサを支持する支持体22と、第一の電気信号と第二の電気信号のそれぞれに基づいて被検体の特性情報を取得する処理部19を有する被検体情報取得装置を用いる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源と、

超音波送信素子と、

前記光源から発生した光が被検体に照射されることにより発生する第一の音響波を検出して第一の電気信号を出力し、前記超音波送信素子から送信された超音波が被検体の内部で散乱した第二の音響波を検出して第二の電気信号を出力する複数のトランスデューサと

、
前記複数のトランスデューサの指向軸が集まるように、前記複数のトランスデューサを支持する支持体と、

10

前記第一の電気信号と前記第二の電気信号のそれぞれに基づいて前記被検体の特性情報を取得する処理部と、

を有することを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

移動領域内で前記支持体を前記被検体に対して相対的に移動させる移動部をさらに有し

、
前記処理部は、前記移動領域内の複数の位置で取得された第一の電気信号および第二の電気信号とのそれぞれに基づいて前記被検体情報を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

20

【請求項 3】

前記移動部は、前記支持体をスパイラルに移動させることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報取得装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザーなどの光源から生体などの被検体に光を照射し、入射した光に基づいて得られる被検体内の情報を画像化する光イメージング装置の研究が医療分野で積極的に進められている。この光イメージング技術の一つとして、Photoacoustic Imaging (PAI: 光音響イメージング) がある。光音響イメージングでは、光源から発生したパルス光を被検体に照射し、被検体内で伝播・拡散したパルス光のエネルギーを吸収した被検体組織から発生した音響波 (典型的に超音波である) を検出する。そして、その検出信号に基づき被検体の内部情報をイメージング (画像化) する。

30

【0003】

近年、この光音響イメージングを用いて、小動物の血管像をイメージングする前臨床研究や、この原理を乳がんなどの診断に応用する臨床研究が積極的に進められている。

【0004】

特許文献 1 では電磁放射源からの照射により超音波信号を発生させ、その超音波信号を受信するための受信素子群を有する装置が開示されている。この受信素子群は球面上に配置されており、このように配置することで、被検体内の吸収体の方向によらず画像化できる程度が改善する。

40

また、特許文献 2 では光音響像と超音波像とを取得する装置について開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 5 7 1 3 3 5 6 号公報

【特許文献 2】特許第 4 4 0 6 2 2 6 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【０００６】**

しかしながら、被検体内の吸収体の方向によらず光音響イメージングを行うことが可能でかつ、超音波像を取得することもできる装置については示されていなかった。

【０００７】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、被検体内の吸収体の方向によらず光音響イメージングを行うことが可能で、かつ、超音波像の取得も可能な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】**【０００８】**

10

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、
光源と、
超音波送信素子と、

前記光源から発生した光が被検体に照射されることにより発生する第一の音響波を検出して第一の電気信号を出力し、前記超音波送信素子から送信された超音波が被検体の内部で散乱した第二の音響波を検出して第二の電気信号を出力する複数のトランスデューサと、

前記複数のトランスデューサの指向軸が集まるように、前記複数のトランスデューサを支持する支持体と、
前記第一の電気信号と前記第二の電気信号のそれぞれに基づいて前記被検体の特性情報を取得する処理部と、
を有することを特徴とする被検体情報取得装置である。

20

【発明の効果】**【０００９】**

本発明によれば、被検体内の吸収体の方向によらず光音響イメージングを行うことが可能で、かつ、超音波像の取得も可能な装置を提供できる。

【００１０】

本発明のさらなる特徴は、後述の実施形態（および添付された参照図面）により明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

30

【００１１】

【図１】図１は、本発明の光音響装置の構成の一例を模式的に示す。

【図２】図２は、本発明の超音波像再構成を模式的に表現した。

【図３】図３は、本発明のパルス光と超音波の送信タイミングを示す。

【図４】図４は、本発明の支持体の移動軌跡の別の例を示す。

【図５】図５は、本発明の別の実施形態を模式的に示す。

【図６】図６（a）および（b）は、本発明の移動軌跡の例を示す。

【発明を実施するための形態】**【００１２】**

40

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【００１３】

本発明は、被検体から伝播する音響波を検出し、被検体内部の特性情報を生成し、取得する技術に関する。よって本発明は、被検体情報取得装置またはその制御方法、あるいは被検体情報取得方法や信号処理方法として捉えられる。本発明はまた、これらの方法をCPU等のハードウェア資源を備える情報処理装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した記憶媒体としても捉えられる。本発明はまた、音響波測定装置やその制御方法としても捉えられる。

50

【 0 0 1 4 】

本発明は、被検体に光（電磁波）を照射し、光音響効果に従って被検体内または被検体表面の特定位置で発生して伝播した音響波を受信（検出）する、光音響トモグラフィー技術を利用した被検体情報取得装置に適用できる。このような装置は、光音響測定に基づき被検体内部の特性情報を画像データや特性分布情報などの形式で得ることから、光音響撮像装置、光音響イメージング装置、あるいは単に光音響装置とも呼べる。

【 0 0 1 5 】

光音響装置における特性情報は、光照射によって生じた音響波の発生源分布、被検体内の初期音圧分布、あるいは初期音圧分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布や吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布などである。物質の濃度とは、酸素飽和度、オキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度、および総ヘモグロビン濃度などである。総ヘモグロビン濃度とは、オキシヘモグロビン濃度およびデオキシヘモグロビン濃度の和である。また、脂肪、コラーゲン、水分の分布なども対象となる。また、特性情報は、数値データとしてではなく、被検体内の各位置の分布情報として求めてもよい。すなわち、吸収係数分布や酸素飽和度分布などの分布情報を被検体情報としてもよい。

10

【 0 0 1 6 】

本発明は、被検体に超音波を送信し、被検体内部で反射した反射波（エコー波）を受信して、被検体情報を画像データとして取得する超音波エコー技術を利用した装置にも適用できる。超音波エコー技術を利用した装置の場合、取得される被検体情報とは、被検体内部の組織の音響インピーダンスの違いを反映した情報である。

20

本発明の典型的な実施形態における被検体情報取得装置は、同一の被検体から光音響波に由来する特性情報と、超音波エコーに由来する特性情報とをともに取得できる。

【 0 0 1 7 】

本発明でいう音響波とは、典型的には超音波であり、音波、音響波と呼ばれる弾性波を含む。光音響効果により発生した音響波のことを、光音響波または光超音波と呼ぶ。探触子により音響波から変換された電気信号（受信信号）を音響信号とも呼び、光音響波に由来する音響信号を特に光音響信号と呼ぶ。

本発明における被検体としては、生体の乳房が想定できる。ただし被検体はこれに限られず、生体の他の部位や、非生体材料の検査も可能である。

30

【 0 0 1 8 】

< 光音響装置の全体構成 >

図 1 を参照しながら本実施形態にかかる光音響装置の構成を説明する。

本実施形態の光音響装置は、光源 1 1、光伝送系 1 3、支持体 2 2 に支持された複数のトランスデューサ 1 7、コンピュータ 1 9、表示装置 2 0、超音波送信素子 2 5、被検体 1 5 と複数のトランスデューサ 1 7 との間に存在する音響整合材 1 8 を有する。

【 0 0 1 9 】

まず、本装置における光音響イメージングの説明を行う。

光源 1 1 から発せられたパルス光は、例えばレンズ、ミラー、光ファイバ、拡散板などの光伝送系 1 3 により所望の光分布形状に加工されながら導かれ、生体などの被検体 1 5 に照射される。パルス光を照射したタイミングにおいて、パルス光は被検体 1 5 の内部全体にほぼ同時に到達する。被検体 1 5 の内部を伝播したパルス光のエネルギーの一部がヘモグロビンを多く含む血管などの光吸収体（結果的に音源となる）に吸収されると、その光吸収体の熱膨張により光音響波（典型的には超音波）が発生する。光音響波は、被検体 1 5 および音響整合材 1 8 の内部を伝搬し、支持体 2 2 によって支持された複数のトランスデューサ 1 7 に到達する。複数のトランスデューサ 1 7 は、この光音響波を受信して複数の電気信号に変換する。

40

【 0 0 2 0 】

続いて、複数のトランスデューサ 1 7 から出力された複数の電気信号は、適宜信号の増幅処理やデジタル処理が施され、複数の光音響デジタル信号としてコンピュータ 1 9 へと出力される。コンピュータ 1 9 は光音響デジタル信号に対して再構成処理を実施し、被検

50

体内の超音波画像を生成する処理部である。この再構成処理にはUniversal Back projection (UBP)、Filtered Back Projection (FBP)等の公知の再構成手法を利用できる。

【0021】

コンピュータ19で生成された超音波画像は表示装置20へと出力され、表示装置20では入力された超音波画像を表示する。

【0022】

続いて、本装置における超音波イメージングの説明を行う。

超音波送信素子25から送信された超音波は被検体内の音響インピーダンス分布に応じて反射、散乱される。散乱された超音波は被検体15および音響整合材18の内部を伝播し、支持対2によって支持された複数のトランスデューサ17に到達する。複数のトランスデューサ17は、この超音波を受信して複数の電気信号に変換する。

続いて、複数のトランスデューサ17から出力された複数の電気信号は、適宜信号の増幅処理やデジタル処理が施され、複数の超音波デジタル信号としてコンピュータ19へと出力される。コンピュータ19は超音波デジタル信号に対して後述する超音波像再構成処理を実施し、被検体内の超音波画像を生成する。

【0023】

コンピュータ19で生成された超音波画像は表示装置20へと出力され、表示装置20では入力された超音波画像を表示する。

【0024】

< 超音波装置の各構成 >

次に、本実施形態に係る超音波装置の各構成について詳細に説明する。

【0025】

(光源11)

光源11は被検体に光エネルギーを供給し、超音波を発生させる。被検体が生体の場合、光源11からは被検体を構成する成分のうち特定の成分に吸収される特定の波長の光を照射する。波長可変な光源を用いることは好ましい。光源としては数ナノから数百ナノ秒オーダーのパルス光を照射光として発生可能なパルス光源が好ましい。具体的には効率的に超音波を発生させるため、10～100ナノ秒程度のパルス幅を有する光源が良い。光源としては高出力が得られるためレーザーが好ましいが、レーザーのかわりに発光ダイオードなどを用いることも可能である。レーザーとしては、固体レーザー、ガスレーザー、ファイバーレーザー、色素レーザー、半導体レーザーなど様々なレーザーを使用できる。照射のタイミング、波形、強度などは不図示の光源制御部によって制御される。使用する光源の波長は、被検体が生体の場合、生体内部まで光が伝搬する波長であることが望ましい。具体的には500nm以上1200nm以下である。

なお、光源11は、超音波装置とは別に提供されてもよい。また、光源11は、単一の光源から構成されてもよいし、複数の光源から構成されてもよい。

【0026】

(光学系13)

光源11から照射されたパルス光は、典型的にはレンズやミラーなどの光学部品により、所望の光分布形状に加工されながら被検体15に導かれる。光ファイバやそれを束ねたバンドル光ファイバ、鏡筒にミラーなどを組み込んだ関節型腕状機構などの光導波路などを用いてパルス光を伝搬させることも可能であり、それらの部材も光伝送系13とみなされる。その他の光伝送系13は、例えば、光を反射するミラーや、光を集光したり拡大したり形状を変化させるレンズ、光を拡散させる拡散板などである。このような光学部品は、光源から発せられたパルス光が被検体15に所望の形状で照射されれば、どのようなものを用いてもかまわない。なお、光はレンズで集光させるより、ある程度の面積に広げる方が被検体への診断領域を広げられるという観点で好ましい。

【0027】

(被検体15及び光吸収体)

これらは本実施形態における光音響装置の一部を構成するものではないが、以下に説明する。本実施形態に係る光音響装置は、人や動物の悪性腫瘍や血管疾患などの診断や化学治療の経過観察などを主な目的とする。よって、被検体 15 としては人体や動物の乳房や指、手足などの診断の対象部位が想定される。被検体内部の光吸収体としては、被検体 15 内で相対的に吸収係数が高いものを示し、例えば、人体が測定対象であれば酸化あるいは還元ヘモグロビンやそれらを含む多く含む血管あるいは新生血管などが該当する。また、被検体 15 表面の光吸収体としてはメラニンなどである。ただし、光の波長を適切に選択することで、人体においても脂肪、水、コラーゲンなど、その他の物質も光吸収体となりえる。

【0028】

(トランスデューサ 17)

トランスデューサ 17 は、被検体で発生した音響波（光音響波もしくは散乱超音波）を受信し、アナログ信号である電気信号に変換するものである。圧電現象を用いたトランスデューサ、光の共振を用いたトランスデューサ、容量の変化を用いたトランスデューサなど音響波を検知できるものであれば、どのようなものをトランスデューサ 17 として用いてもよい。本実施形態においてトランスデューサ 17 は複数配置される。このような多次元配列素子を用いることで、同時に複数の場所で音響波を受信することができ、測定時間を短縮できると共に、被検体 15 の振動などの影響を低減できる。

【0029】

なお、本実施形態では光音響波ならびに散乱された超音波を同じトランスデューサ 17 で受信する例で述べた。しかし、それぞれの音響波を異なるトランスデューサで受信しても良い。その場合それぞれの音響波に適した周波数特性のトランスデューサを用いることで SN 比の向上による画質向上の効果が得られる。また光音響像、超音波像それぞれに求められる空間分解能に応じてトランスデューサのサイズを変化させてもよい。

【0030】

(支持体 22)

支持体 22 は複数のトランスデューサ 17 を支持体 22 に沿って支持する部材である。図 1 では、支持体 22 を $x-z$ 平面で切った支持体 22 の断面図を示している。図 1 には、ちょうど支持体の断面に位置するトランスデューサ 17 と、支持体の内壁から先端が見えるような状態で支持体に設置されたトランスデューサ 17 が、ともに示されている。

支持体 22 は、被検体 15 を取り囲む閉曲面上に複数のトランスデューサ 17 を配置するように支持することが好ましい。ただし、被検体が人体などの場合、被検体を取り囲むすべての閉曲面上に複数のトランスデューサ 17 を配置することが困難である。このような場合は、本実施形態のように開口を有する半球状の支持体 22 の表面（半球状表面）に複数のトランスデューサ 17 を配置することが好ましい。

また、支持体 22 上の複数のトランスデューサ 17 の配置の方法は k 空間上で等間隔にサンプリングできる配置とすることが好ましい。例えば、複数のトランスデューサ 17 は、特許文献 1 に記載されたようにスパイラル状に配置することが好ましい。

【0031】

一般に、トランスデューサはその受信面（表面）の法線方向に最も高い受信感度を有する。複数のトランスデューサ 17 の最も受信感度の高い方向に沿った軸（以下、指向軸と呼ぶ）を半球面形状の曲率中心点付近へ集めることで、曲率中心点付近に高精度に可視化可能な領域が形成される。特に本実施形態では、複数のトランスデューサ 17 はそれぞれの指向軸が半球の曲率中心で交わるように配置されている。そして、指向軸が集まった領域を高分解能化できる。本明細書ではこのように高分解能化された領域を高分解能領域と呼ぶ。本実施形態において高分解能領域は、最も分解能の高い点から最も高い分解能の半分の分解能となるまでの領域のことを指す。なお、特定の領域に指向軸が集まり、所望の高分解能領域を形成できる限り、必ずしも各トランスデューサの指向軸は交わらなくてもよい。

【0032】

10

20

30

40

50

なお、図 1 はトランスデューサ配置の一例であり、配置の仕方はこの限りではない。所望の領域に指向軸が集まり、所望の高分解能領域を形成できるトランスデューサの配置であればよい。すなわち、所望の高分解能領域が形成されるように、曲面形状に沿って複数のトランスデューサ 17 が配置されればよい。さらに、本明細書において曲面とは、真球形状や半球面等の開口がある球面を含む。また、球面と見なせる程度の表面上の凹凸がある面や、球面と見なせる程度の楕円体（楕円を三次元へ拡張した形であり、表面が二次曲面からなる形）上の面も含む。

【0033】

また、球を任意の断面で切った形状の支持体 22 に沿って複数のトランスデューサ 17 を配置する場合、その支持体の形状の曲率中心に指向軸が最も集まる。本実施形態で説明する半球形状の支持体 22 も、球を任意の断面で切った形状の支持体の一例である。本明細書において、このように球を任意の断面で切った形状のことを球に基づく形状と呼ぶ。また、このように球に基づく形状の支持体に支持される複数のトランスデューサは、球面上に支持されることとなる。

また、例えば、その他の曲線状あるいは区分的直線状の表面形状もまた、支持体 22 として使用され得る。

また、支持体 22 は音響整合材 18 を満たすことのできる空間を有していることが好ましい。

このように被検体 15 を取り囲むような配置にトランスデューサ 17 を設置することで被検体内部において発生した光音響波を様々な方向で受信することが可能となる。そのため、被検体内の吸収体の方向による影響を低減した状態で光音響像を再構成することが可能となり、例えば血管などの吸収体の走行方向の視認性が向上した光音響像を提供可能となる。

【0034】

（音響整合材 18）

音響整合材 18 は、被検体 15 と複数のトランスデューサ 17 との間の空間を満たし、被検体 15 と複数のトランスデューサ 17 とを音響的に結合させるためのインピーダンスマッチング材である。音響整合材 18 の材料としては、被検体 15 とトランスデューサ 17 に音響インピーダンスが近く、パルス光を透過する材料であることが好ましい。例えば音響整合材 18 として、具体的には水、ひまし油、ジェルなどが用いられる。

【0035】

（コンピュータ 19）

コンピュータ 19 は、複数のトランスデューサ 17 から出力された電気信号に対して所定の処理を施す。また、コンピュータ 19 は光音響装置の各構成の作動を制御する。

【0036】

（表示装置 20）

表示装置 20 はコンピュータ 19 で出力される画像データを表示する装置である。表示部には、典型的には液晶ディスプレイなどが利用されるが、プラズマディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、FED など他の方式のディスプレイでもよい。なお、表示装置 20 は光音響装置とは別に提供されていてもよい。

【0037】

（超音波送信素子 25）

超音波送信素子 25 は、入力された電気信号に応じて音響波を被検体に向けて送信する素子である。圧電現象を用いた素子、容量の変化を用いた素子など音響波を送信できるものであれば、どのようなものを超音波送信素子 25 として用いてもよい。本実施形態において超音波送信素子 25 は 1 素子のみとしているが、支持体 22 に対して複数の超音波送信素子 25 を有していてもよく、その場合、複数の超音波送信素子 25 を順次切り替えて送信してもよく、また同時に駆動しても良い。超音波送信素子 25 を順次切り替えた場合は、様々な方向から送信した超音波に対する散乱信号を受信できるため、被検体 15 内の構造体の輪郭の描出能の向上、スペックルの抑制などの効果が得られる。また同時に駆動

した場合は送信エネルギーの向上に伴う信号 S N 比の改善による画質向上が期待できる。

【 0 0 3 8 】

また、本実施形態では受信に用いる複数のトランスデューサ 1 7 とは別に超音波送信素子 2 5 を設けた例で説明しているが、受信に用いる複数のトランスデューサ 1 7 が超音波送信素子 2 5 を兼ねてもよい。複数のトランスデューサ 1 7 と超音波送信素子 2 5 を兼ねることで、支持体 2 の上により多くのトランスデューサ 1 7 を設置することが可能であり、素子数の増加に伴う S N 比の改善やアーチファクト抑制などの効果が得られる。

【 0 0 3 9 】

< 再構成処理 >

ここからは、コンピュータ 1 9 で実施する超音波デジタル信号に対する超音波像再構成処理について図 2 を用いて述べる。

超音波信号の 3 次元 (3 D) 画像は、「整相加算」とも呼ばれる Filtered Back Projection の手法により形成される。この手法を用いるには、図 2 に示すように、送信パルスが「トリガ」信号に応じて初期化される時刻と、それが組織内の各位置 $r(29)$ によって後方散乱されたのち各トランスデューサにより検出される時刻との間のパルスエコー遅延時間 $t(r)$ を知る必要がある。このパルスエコー相互作用の配置は図 2 に示されている。この例では、ボウル状アレイは水で満たされており、水の音速 ($V(\text{water})$) は既知である。通常、組織の音速 ($V(\text{tissue})$) は水の音速とは異なる。パルスエコー遅延時間と画像化配列の関係は次式のようにになる。

【 数 1 】

$$t(r) = \frac{d1 + d4}{V(\text{water})} + \frac{d2 + d3}{V(\text{tissue})}$$

ここで、 $d1+d2$ は送信トランスデューサと組織内の位置との距離を、 $d3+d4$ は各受信トランスデューサと当該組織内位置を表す。

【 0 0 4 0 】

画像再構成処理を理解しやすくするために、次のような定義を導入する。

$h_i(t)$: 各送受信トランスデューサペアのパルスエコー応答である。この関数は、音響波を平坦な金属板に送信し、その結果生じるエコーを i 番目の受信トランスデューサで記録することによって測定できる。

$s_i(t)$: 送信パルスの後で、トランスデューサ i より記録された時系列信号である。

$H_i(w)$: $\text{FFT}(h_i(t))$ はパルスエコー応答のフーリエ変換を示し、 w は音響角周波数である。

$S_i(w)$: $\text{FFT}(s_i(t))$ は、記録された時系列信号をフーリエ変換したものである。

$\text{Fil}_i(w)$: 次式のようなフィルター関数である。ここで、 $w < w_c$ 、 $1 - \alpha$ であり、 w_c は音響角周波数のバンド幅の上限値である。

【 数 2 】

$$\left(\left| \frac{w}{w_c} \right| \right)^\alpha \frac{\text{Apodize}(w, w_c)}{H_i(w)}$$

【 0 0 4 1 】

アポダイゼーション関数は、コンピュータを用いたトモグラフィー分野の当業者によく知られており、フィルター応答を w_c において平滑化するために使用される。関数の例を次式に示す。

【 数 3 】

$$\frac{1 + \cos\left(\pi \frac{w}{w_c}\right)}{2}$$

10

20

30

40

50

$s_i^*(t) = \text{IFFT}[\text{Filt}_i(w)S_i(w)]$ は、パルス送信のあとにトランスデューサ i により記録された時系列信号をフィルター処理したものである。

3D合成された後方散乱像は、続いて次式のように演算される。

【数4】

$$I(r) = \left| \sum_i s_i^*(t(r)) \right| * P(r),$$

ここで、“ $| |$ ”は絶対値、 $P(r)$ は3D平滑化フィルター（例えば3Dガウシアン）、“ $*$ ”は3D畳み込みを示す。

【0042】

このように超音波像再構成を行うことで、光音響画像と同様に被検体内部の3次元情報を取得することが可能となる。

なお、光音響像の再構成においては、前述したようにパルス光が被検体内に拡散するのに必要な時間は、被検体内部から複数のトランスデューサ17へと光音響波が到達するのに必要な時間と比較して非常に短いと近似できる。そのため、再構成においては図2の $d3+d4$ の距離を考慮すれば良く、パルス光が被検体に照射されてからの到達時間は $d3/V(\text{tissue})+d4/V(\text{water})$ で算出される。

上記のように、超音波像再構成と光音響像の再構成において同様の音速を用いることで、2種の画像の位置を精度よく合わせることが可能となる。

【0043】

<パルス光と超音波のタイミング>

次に、パルス光と超音波の送信タイミングならびに受信タイミングについて図3を用いて述べる。

図中のPT1、PT2はパルス光を被検体15に照射するタイミング、PR1、PR2は被検体から発生した光音響波を受信する期間である。また、UT1、UT2、UT3は超音波を被検体15に送信するタイミング、UR1、UR2、UR3は被検体15から散乱した超音波を受信する期間である。

【0044】

光音響に用いる光源として高出力なものを使用する場合、典型的にはパルス光の繰り返し周波数は10Hzから40Hzとなる。そのため、2つのパルス光の照射間隔は25msecから100msec程度となる。例えば、支持体22の半径が150mm、生体、水共に音速が1500m/secの場合、パルス光を被検体15に照射してから受信が完了するまでの時間は最大でも200 μ secであり、パルス光の照射間隔に対して十分に短い。そのためパルス光の照射間隔の時間を利用し、その時間に超音波の送受信を行う。超音波を送信してから受信が完了するまでは光音響の場合とは異なり、超音波が被検体内まで往復する時間が必要なためほぼ倍の400 μ secが必要となる。

【0045】

また、本発明においては支持体22内部に音響整合材18を満たす形態であるため、それぞれの音響波の受信開始タイミングも異なる。例えば図2を用いて1例を示すと、パルス光照射後、被検体15からの光超音波がトランスデューサAに到達するのは $d4/V(\text{water})$ である。一方、超音波送信後に被検体15からの散乱超音波がトランスデューサAに到達するのは $(d4+d5)/V(\text{water})$ となる。

【0046】

このように、光音響像の取得と超音波像の取得との場面において、それぞれ信号の受信タイミングに差が生じる。そのためコンピュータのメモリ節約や小型化、処理能力の効率的な活用を目的とした処理を行うことが可能である。具体的には、パルス光を照射してから再構成に用いる光音響デジタル信号の受信開始、もしくはメモリへの記録開始までの期間 tpw と、超音波を送信してから、超音波デジタル信号の受信開始、もしくはメモリへの記録開始までの期間 tuw とを異ならせる。典型的には $tpw < tuw$ とする。また、光音響像再構成に用いる光音響デジタル信号を受信している期間もしくはメモリに記録する受信期間 tp

10

20

30

40

50

r と、超音波像再構成に用いる超音波デジタル信号を受信している期間もしくはメモリに記録する受信期間 t_{ur} とを異ならせる。典型的には $t_{pr} < t_{ur}$ とする。

【 0 0 4 7 】

このような制御を行うことで、処理負荷を低減した装置を提供可能となる。

また、UT1、UT2、UT3などで超音波を送信する素子を切り替えても良い。このような超音波送信を実施する場合、様々な方向から送信した際の散乱超音波を受信することができ、被検体内の構造の輪郭描出能やスペックルの干渉を抑制した画像を提供可能となる。

【 0 0 4 8 】

< 別の実施形態 >

図 4 は本発明の別の実施形態を模式的に示した図である。

ステージ 40 は支持体 22 を支えている。ステージ 40 は撮像動作の間、被検体 15 に対する支持体 22 の相対位置を変化させる。本実施形態では X Y 平面内を保持体 22 が移動するようにステージ 40 を走査する。ステージ 40 およびその制御部は、移動領域内で支持体を被検体に対して相対的に移動させる移動部である。

ステージ 40 は、支持体 22 を円運動させることが好ましい。なお、円運動とは、楕円および円に似た曲線運動を含む。また、ステージ 40 は、移動領域の中心に対する動径方向 (radial direction) の座標が増加あるいは減少のいずれか一方に変化するように支持体 22 を移動させることが好ましい。

【 0 0 4 9 】

図 5 は円状の移動の一例を模式的に表現した図である。図 5 中の o 点は移動平面の中心 24 であり、円は支持体 22 の位置の移動軌跡であり、p 点は支持体 22 の位置の移動軌跡上のある一点を示す。本実施形態における支持体 22 の位置は高分解能領域の中心から移動平面に降ろした垂線が支持体 22 と交わる点を意味し、支持体 22 が半球の場合は、半球の極部分が支持体 22 の位置となる。p 点での支持体 22 の位置は移動により、動径方向の速度 (Radial speed) : v_r 、接線方向の速度 (Tangential speed) : v_t を有する。また、極座標系でその p 点の位置座標 (x、y) を表現すると以下の式 (1) となる。

【 数 5 】

$$\begin{cases} x = r \cos \phi \\ y = r \sin \phi \end{cases}$$

ここで r は動径方向の座標 (移動半径) で、 ϕ は x 軸と原点から p 点に向かう線とがなす角度である。本実施形態においては、ステージ 40 は、支持体 22 の位置の移動軌跡上の動径方向の座標 : r が増加あるいは減少のいずれか一方に変化するように支持体 22 を移動させている。

【 0 0 5 0 】

具体的な移動軌跡の例としては、図 6 (a) のような経時的に半径が変化する渦巻き状 (スパイラル) の移動軌跡、あるいは図 6 (b) のような半径の異なる複数の同心円状の移動軌跡などが挙げられる。

【 0 0 5 1 】

また、支持体 22 の容器内に満たしている音響整合材 18 は、支持体 22 を移動することにより慣性力を受ける。直線運動を行う場合は、方向転換を繰り返すと慣性力によって液面が変動して波立つ可能性がある。このため被検体 15 と複数のトランスデューサ 17 との間に音響整合材 18 が満たされない可能性がある。一方、支持体 22 を円運動させる場合は、音響整合材 22 は常に円運動の外周方向の力を受ける。このため円運動の場合、方向転換を繰り返す直線運動による移動パターンと比べて、液面の変化が緩やかになるため、被検体 15 と複数のトランスデューサ 17 との音響マッチングを行いやすい。

以上、支持体 22 を円運動させることにより急激な加減速が少なくなるため、音響整合材 18 の動きを抑制できる。その結果、被検体 15 と複数のトランスデューサ 17 との良

10

20

30

40

50

好な音響マッチングが保たれる。

【 0 0 5 2 】

さらに、ステージ 4 0 は、移動経路の接線方向の速度が一定になるように支持体 2 2 を移動させることが好ましい。光源 1 1 が一定の周期で発光するパルス光源である場合、光音響波の測定タイミングは、光源 1 1 から発せられるパルス光の繰り返し周波数で決まる。例えば、10 Hz の繰り返し周波数の光源 1 1 を使用すると、0.1 秒に一回、光音響波が発生する。そのため、接線方向の速度が一定の場合、0.1 秒ごとに光音響波の測定が行われると仮定すると、空間的に均一に測定位置が分布することとなる。

【 0 0 5 3 】

また、ステージ 4 0 は、支持体 2 2 を原点方向に向かう加速度を考慮して移動平面の外側から移動させることが好ましい。すなわち、移動の初期段階の加速度が大きいと、装置全体の揺れが大きくなり、その揺れが測定に影響を与えることがある。そのため、原点方向に向かう加速度が小さい外周から移動を開始し、内周に向かって移動を行う方が装置の揺れを軽減できる。

また、ステージ 4 0 は、支持体 2 2 の移動と支持体 2 2 の制止を繰り返す、ステップアンドリピート方式 (step & Repeat) ではなく、連続的に支持体 2 2 を移動させる連続移動方式 (continuous) が好ましい。これにより、全体の移動時間も低減でき、被検者の負担を軽減できる。また、移動の加速度の変化が少ないために、装置の揺れまたは音響整合材 1 8 の揺れの影響を軽減できる。

【 0 0 5 4 】

なお、ステージ 4 0 は、光源 1 1 から発生したパルス光の照射位置を移動させるために、支持体 2 2 とともに光伝送系 1 3 を移動させることが好ましい。すなわち、ステージ 4 0 は、支持体 2 2 と光伝送系 1 3 とを同期して移動させることが好ましい。これにより、光音響波の測定位置と光の照射位置との関係が一定に保たれるため、より均質な被検体情報を取得できる。被検体へ照射できる照射面積は、被検体が人体の場合、American National Standards Institute (ANSI) の規格で制限される。そのため、被検体 1 5 内への伝搬する光量を増加させるためには、照射強度と照射面積を大きくすることが好ましいが、光源のコストなどの観点から照射面積は制限される。また、トランスデューサの指向性から受信感度が低い領域へ光を照射しても光の利用効率が低い。すなわち、大きな被検体全体へ光照射することは効率的ではない。反対に、複数のトランスデューサ 1 7 の感度の高い領域に常に光照射すれば光の利用効率が良いため、そのような複数のトランスデューサ 1 7 と光学系 1 5 の位置関係を保ってステージ 4 0 はそれぞれを移動させることが望ましい。

【 0 0 5 5 】

また、コンピュータ 1 9 は、移動の大きさ、例えば、動径方向の座標 r の最大値、移動速度 (動径方向の速度や接線方向の速度)、動径方向の座標の変化方法などを制御できる。動径方向の座標 r の最大値は被検体の大きさに応じて変化させることが好ましい。例えば、被検体が小さい場合は r が比較的小さくなるように制御し、被検体が大きくなるほど、 r が大きくなるように支持体 2 2 の移動を制御することで、余分な測定時間を低減できる。

【 0 0 5 6 】

さらに光音響装置は、被検体 1 5 のサイズや位置の情報を取得することのできるサイズ取得部を有することが好ましい。例えば、サイズ取得部としては CCD などの被検体 1 5 の形状の情報を取得できるものを利用できる。コンピュータ 1 9 は、サイズ取得部から取得した被検体 1 5 のサイズや位置の情報に応じて、移動範囲の中心位置の座標や動径方向の座標 r の最大値を決定してもよい。

また光音響装置は、ユーザーが動径方向の座標 r の最大値などの移動パラメータをコンピュータ 1 9 に指定することのできる入力部を有することが好ましい。

【 0 0 5 7 】

ステージ 4 0 が支持体 2 2 を移動させた上で複数のタイミングでパルス光 1 2 を照射す

10

20

30

40

50

ることにより、高分解能領域は各測定タイミングによって異なる位置に存在することとなる。例えば位置 6 0 b で光照射した場合は領域 6 2 b、位 6 0 c で光照射した場合は領域 6 2 c が高分解能領域となる。その結果、本実施形態のように支持体 2 2 を移動することで分解能が高い領域が拡大することとなる。このときステージ 4 0 は、画像化される領域内の分解能のばらつきを低減するために、複数の高分解能領域が重なるように支持体 2 2 を移動させることが好ましい。

また、超音波画像の取得も光音響画像の取得と同様に、支持体 2 2 が移動するのに合わせて、超音波送信と受信とを繰り返し、超音波画像を再構成する。その際には、下記に示した超音波画像再構成を実施する。

【 0 0 5 8 】

10

画像再構成処理を理解しやすくするために、次のような定義を導入する。

$h_i(t)$: 各送受信トランスデューサペアのパルスエコー応答である。この関数は、音響波を平坦な金属板に送信し、その結果生じるエコーを i 番目の受信トランスデューサにより記録することによって測定できる。

$s_{ij}(t)$: ボウル上の各位置 j への各送信パルスの後で、トランスデューサ i により記録された経時的信号である。

$H_i(w)$: $\text{FFT}(h_i(t))$ はパルスエコー応答のフーリエ変換を示し、 w は音響角周波数である。

$S_{ij}(w)$: $\text{FFT}(s_{ij}(t))$ は、記録された時系列信号をフーリエ変換したものである。

$\text{Fil}_i(w)$: 次式のようなフィルター関数である。ここで、 $w < w_c$ 、 $1 - \alpha$ であり、 w_c は音響角周波数のバンド幅の上限値である。

20

【数 6】

$$\left(\frac{w}{w_c}\right)^\alpha \frac{\text{Apodize}(w, w_c)}{H_i(w)}$$

【 0 0 5 9 】

アポダイゼーション関数は、コンピュータを用いたトモグラフィー分野の当業者によく知られており、フィルター応答を w_c において平滑化するために使用される。関数の例を次式に示す。

【数 7】

30

$$\frac{1 + \cos\left(\pi \frac{w}{w_c}\right)}{2}$$

$s_{ij}^*(t) = \text{IFFT}[\text{Fil}_i(w) S_{ij}(w)]$ は、ボウル上の各位置 j への各パルス送信のあとにトランスデューサ i により記録された経時的信号をフィルター処理したものである。

3 D 合成された後方散乱像は、続いて次式のように演算される。

【数 8】

$$I(r) = \left| \sum_{i,j} s_{ij}^*(t(r)) \right| * P(r),$$

40

ここで、“ $| |$ ” は絶対値、 $P(r)$ は 3 D 平滑化フィルター（例えば 3 D ガウシアン）、“ $*$ ” は 3 D 畳み込みを示す。

【 0 0 6 0 】

このように移動しながら取得した超音波デジタル信号を用いて再構成することで、光超音波像と同様に超音波画像の高分解能領域は各測定タイミングによって異なる位置に存在することとなる。その結果、分解能が高い領域が拡大することとなる。このときステージ 4 0 は、画像化される領域内の分解能のばらつきを低減するために、複数の高分解能領域が重なるように支持体 2 2 を移動させることが好ましい。

また、このように被検体 1 5 へのパルス光照射と超音波送信とを続けて実施しながら支

50

持体 2 2 を移動する手法を採用することで、光超音波像と超音波像との取得時間を近くすることが可能である。これにより被検体 1 5 の位置が変動した場合であっても光超音波像と超音波像との相対位置を近く保つことができ、重畳表示などを行った場合に精度の高い位置合わせが可能となる。また、このように精度の高い位置合わせを行った光超音波像と超音波像とを広い範囲で提供可能となる。

【 0 0 6 1 】

< 別の実施形態 >

図 6 を用いて、本発明のさらに異なる実施形態を説明する。

支持体 2 2 の移動経路の位置 6 0 a、6 0 b、...、6 1 g において、支持体が移動しながら超音波を送信する。それぞれの位置で受信した信号を用いて超音波画像再構成を実施する。

例えば位置 6 3 で示した位置の超音波再構成を行う場合は、位置 6 3 は位置 6 0 c、6 0 d、6 1 c、6 1 d を中心とする高解像度領域に含まれるため、それらの 4 か所で取得した超音波デジタル信号を用いる。

それぞれの位置 6 0 c、6 0 d、6 1 c、6 1 d で取得した信号を s_{i1} 、 s_{i2} 、 s_{i3} 、 s_{i4} とする。（ i は素子番号）超音波再構成画像は下記の式で算出する。

【 数 9 】

$$I(r) = \left(\left| \sum_{i,j=1,2} s_{ij}^* (t(r)) \right| + \left| \sum_{i,j=3,4} s_{ij}^* (t(r)) \right| \right) * P(r)$$

つまり、位置 6 0 c と位置 6 0 d で取得した超音波デジタル信号同士、位置 6 1 c と位置 6 1 d で取得した超音波デジタル信号同士は信号レベルで加算し、それぞれの絶対値を算出した後さらに加算する。

【 0 0 6 2 】

上記の処理は、取得時間がある一定の基準よりも近い信号同士は信号同士で加算し、一定の基準よりも遠い信号同士は絶対値を算出した後加算している。

被検体 1 5 が生体である場合、光超音波像や超音波像を撮影する間に、被検体 1 5 の位置が変動したり、変形したりすることがあり得る。その場合、信号同士で加算した結果、正負の値を有する信号では信号を打ち消してしまう可能性が生じる。本実施形態はその課題に対応するものであり、ある一定の基準よりも取得時間が遠い信号同士は絶対値を算出してから加算する処理を行う。このような処理により、信号を打ち消してしまう可能性を最小化できる。意図しない信号の打ち消しを抑制できるため、より信頼性の高い画像を提供することが可能となる。

【 0 0 6 3 】

なお、一定の基準としては、生体の呼吸や拍動、その他の不随意運動の影響を考慮し、操作者によって選択しても良いし、光音響装置の対象によって自動で切り替えても良い。例えば、呼吸による移動、変形の影響を考慮した場合には、一定の基準を 1 秒程度、もしくは 0.5 秒程度以下とすることが好ましい。これは呼吸の周期を 3 秒とした場合にその移動量が呼吸による変形の最大振幅よりも小さくなるように設定するためである。また、拍動による影響を考慮した場合には、一定の基準を 300msec 程度もしくは 150msec 程度以下とすることが好ましい。

【 0 0 6 4 】

< その他の実施形態 >

記憶装置に記録されたプログラムを読み込み実行することで前述した実施形態の機能を実現するシステムや装置のコンピュータ（又は CPU、MPU 等のデバイス）によっても、本発明を実施することができる。また、例えば、記憶装置に記録されたプログラムを読み込み実行することで前述した実施形態の機能を実現するシステムや装置のコンピュータによって実行されるステップからなる方法によっても、本発明を実施することができる。

この目的のために、上記プログラムは、例えば、ネットワークを通じて、又は、上記記憶装置となり得る様々なタイプの記録媒体（つまり、非一時的にデータを保持するコンピュータ読取可能な記録媒体）から、上記コンピュータに提供される。したがって、上記コンピュータ（CPU、MPU等のデバイスを含む）、上記方法、上記プログラム（プログラムコード、プログラムプロダクトを含む）、上記プログラムを非一時的に保持するコンピュータ読取可能な記録媒体は、いずれも本発明の範疇に含まれる。

【0065】

以上、典型的な実施形態を参照して本発明を記述したが、本発明は典型的な実施形態に開示された範囲に限定されないことは理解されるべきである。後述する請求の範囲は、それら全ての変形や等価な構造および機能を含むような最も広い解釈が許容されるべきである。

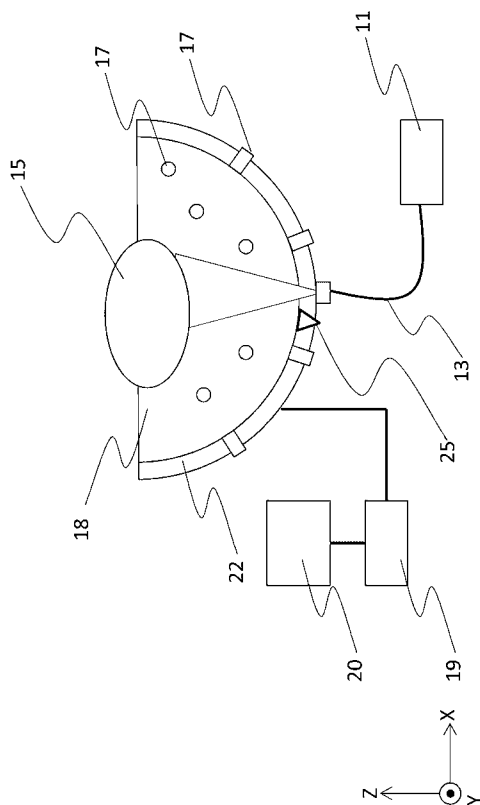
10

【符号の説明】

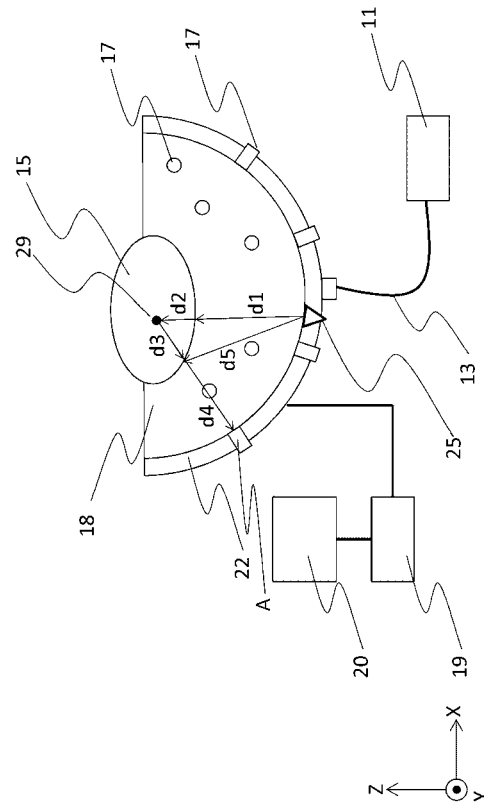
【0066】

11：光源、13：光伝送系、17：トランスデューサ、19：コンピュータ、22：支持体、25：超音波送信素子

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 長永 兼一

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

(72)発明者 クルーガー, ロバート エー

アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 28571 オリエンタル ストレイトロード108 オ
プトソニクス インコーポレイテッド内

Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 BC13 CA01 CA04 DB14 EA07 EA08 GB02 GB19
4C601 BB09 DD08 DE16 EE04

专利名称(译)	被検体情報取得装置		
公开(公告)号	JP2016087364A	公开(公告)日	2016-05-23
申请号	JP2014230547	申请日	2014-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	長永兼一 クルーガー・ロバート・エー		
发明人	長永 兼一 クルーガー, ロバート エー		
IPC分类号	A61B8/13 G01N29/24		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0095 A61B8/08 A61B8/0825 A61B8/4416 A61B8/4455 A61B8/4477 A61B8/4494 A61B8/0858		
FI分类号	A61B8/13 G01N29/24 A61B8/13.ZDM		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/CA04 2G047/DB14 2G047/EA07 2G047/EA08 2G047/GB02 2G047/GB19 4C601/BB09 4C601/DD08 4C601/DE16 4C601/EE04		
代理人(译)	川口义行 中村剛		
优先权	62/077369 2014-11-10 US		
其他公开文献	JP2016087364A5 JP6478572B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种装置，无论被检体的吸收体的方向如何，都能够进行光声成像，并且能够获取超声波图像。解决方案：超声波发射元件25和从超声波发射元件发射的超声波检测通过对物体照射光而产生的第一声波，并输出第一电信号。多个换能器17，其检测第二声波，在该第二声波中，声波在被检体内散射，并输出第二电信号；以及支撑件，其支撑多个换能器，使得多个换能器的方向轴被聚集。使用具有主体22和处理单元19的对象信息获取设备，该处理单元19用于基于第一电信号和第二电信号中的每一个来获取对象的特征信息。[选型图]图1

