

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6478572号  
(P6478572)

(45) 発行日 平成31年3月6日 (2019.3.6)

(24) 登録日 平成31年2月15日 (2019.2.15)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/13 (2006.01)

A 6 1 B 8/13 Z DM

請求項の数 19 (全 18 頁)

|              |                              |           |                   |
|--------------|------------------------------|-----------|-------------------|
| (21) 出願番号    | 特願2014-230547 (P2014-230547) | (73) 特許権者 | 000001007         |
| (22) 出願日     | 平成26年11月13日 (2014.11.13)     |           | キヤノン株式会社          |
| (65) 公開番号    | 特開2016-87364 (P2016-87364A)  |           | 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 |
| (43) 公開日     | 平成28年5月23日 (2016.5.23)       | (74) 代理人  | 110002860         |
| 審査請求日        | 平成29年10月16日 (2017.10.16)     |           | 特許業務法人秀和特許事務所     |
| (31) 優先権主張番号 | 62/077,369                   | (74) 代理人  | 100085006         |
| (32) 優先日     | 平成26年11月10日 (2014.11.10)     |           | 弁理士 世良 和信         |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                      | (74) 代理人  | 100100549         |
|              |                              |           | 弁理士 川口 嘉之         |
|              |                              | (74) 代理人  | 100106622         |
|              |                              |           | 弁理士 和久田 純一        |
|              |                              | (74) 代理人  | 100131532         |
|              |                              |           | 弁理士 坂井 浩一郎        |
|              |                              | (74) 代理人  | 100125357         |
|              |                              |           | 弁理士 中村 剛          |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置および音響波装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に光を照射する光照射部と、

前記被検体に向けて超音波を送信する送信素子と、

複数のトランスデューサであって、それぞれが、前記光照射部からの照射光が前記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受信して第一の電気信号を出力するとともに、前記送信素子から送信された前記超音波が前記被検体で反射されてきた第二の音響波を受信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、

を有する被検体情報取得装置であって、

前記処理部は、

前記光照射部が光照射を完了してから第一の期間が経過した後に前記第一の音響波の受信を開始し、前記送信素子が前記超音波の送信を完了してから前記第一の期間より長い第二の期間が経過した後に前記第二の音響波の受信を開始するように、前記複数のトランスデューサを制御し、

前記複数のトランスデューサが前記第一の音響波を受信する期間を、前記複数のトランスデューサが前記第二の音響波を受信する期間より短く制御する

10

20

ことを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

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。

【請求項 3】

前記処理部は、複数の位置で前記トランスデューサが取得した前記第一の電気信号および前記第二の電気信号のそれぞれに基づいて前記特性情報を取得す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。

【請求項 4】

前記移動部は、前記支持体を渦巻き状に移動させることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の被検体情報取得装置。 10

【請求項 5】

前記支持体は、半球状に前記複数のトランスデューサを支持するとともに、曲率中心を有し、

前記曲率中心は、前記指向軸が集まる領域と重なることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記支持体は、前記照射光と、前記指向軸が集まる領域とが重なるように、前記光照射部を支持していることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。 20

【請求項 7】

前記支持体は、前記送信素子から送信された前記超音波と、前記指向軸が集まる領域とが重なるように、前記送信素子を支持していることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 8】

前記第一の音響波は前記被検体で発生した光音響波であり、前記第二の音響波は前記被検体で反射された超音波エコー信号であることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 9】

前記光照射部は、前記光を発生する光源に光学的に結合されていることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。 30

【請求項 10】

前記光源は、パルス光を発生することを特徴とする請求項 9 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 11】

前記処理部は、前記第一の音響波を受信するタイミングと、前記第二の音響波を受信するタイミングとが異なるように前記複数のトランスデューサを制御することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 12】

前記複数のトランスデューサは、前記送信素子とは別に設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。 40

【請求項 13】

前記複数のトランスデューサの少なくとも一部は、前記送信素子を兼ねていることを特徴とする請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 14】

光照射部、送信素子、および、複数のトランスデューサが設けられた半球状の支持体を備えた音響波装置の制御方法であって、

被検体に前記光照射部から光を照射する工程と、

前記被検体に向けて前記送信素子から超音波を送信する工程と、

前記複数のトランスデューサが、前記光照射部が光照射を完了してから第一の期間が経 50

過した後に、前記被検体に前記光が照射されることにより発生する光音響波を受信する工程と、

前記複数のトランスデューサが、前記送信素子が前記超音波の送信を完了してから第二の期間が経過した後に、前記超音波が前記被検体で反射された超音波エコーを受信する工程と、

を有し、

前記光音響波を受信する工程と、前記超音波エコーを受信する工程とは、異なるタイミングで行われ、かつ、前記光音響波を受信する工程は前記超音波エコーを受信する工程より短い期間に設定されており、前記第二の期間が前記第一の期間より長いことを特徴とする音響波装置の制御方法。

10

【請求項 15】

前記光を照射する工程は、前記超音波エコーを受信する工程の後で行われることを特徴とする請求項 14 に記載の音響波装置の制御方法。

【請求項 16】

前記超音波を送信する工程は、前記光音響波を受信する工程の後で行われることを特徴とする請求項 14 または 15 に記載の音響波装置の制御方法。

【請求項 17】

前記光音響波を受信する工程の期間は、前記被検体から伝搬する前記光音響波の前記複数のトランスデューサによる受信が完了するまでの期間を含み、

前記超音波エコーを受信する工程の期間は、前記送信素子から前記被検体を経て伝搬する前記超音波エコーの前記複数のトランスデューサによる受信が完了するまでの期間を含む

20

ことを特徴とする請求項 14 乃至 16 のいずれか 1 項に記載の音響波装置の制御方法。

【請求項 18】

前記光音響波を受信する工程の期間は、前記被検体から伝搬する前記光音響波を前記複数のトランスデューサが受信しメモリに格納する期間を含み、

前記超音波エコーを受信する工程の期間は、前記送信素子から前記被検体を経て伝搬する前記超音波エコーの受信を前記複数のトランスデューサが受信しメモリに格納する期間を含む

ことを特徴とする請求項 14 乃至 16 のいずれか 1 項に記載の音響波装置の制御方法。

30

【請求項 19】

前記支持体は、半球状に前記複数のトランスデューサを支持するとともに、曲率中心を有し、

前記光音響波を受信する工程では、前記曲率中心に前記複数のトランスデューサそれぞれの指向軸を向けて前記光音響波を受信し、

前記超音波エコーを受信する工程では、前記曲率中心に前記複数のトランスデューサそれぞれの指向軸を向けて前記超音波エコーを受信する

ことを特徴とする請求項 14 乃至 18 のいずれか 1 項に記載の音響波装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置および音響波装置の制御方法に関する。

【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

50

体の内部情報をイメージング（画像化）する。

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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。

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。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【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】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

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。

20

【 0 0 0 7 】

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】

【 0 0 0 8 】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、

被検体に光を照射する光照射部と、

前記被検体に向けて超音波を送信する送信素子と、

複数のトランスデューサであって、それぞれが、前記光照射部からの照射光が前記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受信して第一の電気信号を出力するとともに、前記送信素子から送信された前記超音波が前記被検体で反射されてできた第二の音響波を受信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、

30

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、

を有する被検体情報取得装置であって、

前記処理部は、

前記光照射部が光照射を完了してから第一の期間が経過した後に前記第一の音響波の受信を開始し、前記送信素子が前記超音波の送信を完了してから前記第一の期間より長い第二の期間が経過した後に前記第二の音響波の受信を開始するように、前記複数のトランスデューサを制御し、

40

前記複数のトランスデューサが前記第一の音響波を受信する期間を、前記複数のトランスデューサが前記第二の音響波を受信する期間より短く制御する

ことを特徴とする被検体情報取得装置である。

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

光照射部、送信素子、および、複数のトランスデューサが設けられた半球状の支持体を備えた音響波装置の制御方法であって、

被検体に前記光照射部から光を照射する工程と、

50

前記被検体に向けて前記送信素子から超音波を送信する工程と、

前記複数のトランスデューサが、前記光照射部が光照射を完了してから第一の期間が経過した後に、前記被検体に前記光が照射されることにより発生する光音響波を受信する工程と、

前記複数のトランスデューサが、前記送信素子が前記超音波の送信を完了してから第二の期間が経過した後に、前記超音波が前記被検体で反射された超音波エコーを受信する工程と、

を有し、

前記光音響波を受信する工程と、前記超音波エコーを受信する工程とは、異なるタイミングで行われ、かつ、前記光音響波を受信する工程は前記超音波エコーを受信する工程より短い期間に設定されており、前記第二の期間が前記第一の期間より長いことを特徴とする音響波装置の制御方法である。

10

【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】

20

【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】

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。

30

【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。

40

【0014】

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。

【0015】

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

50

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。

【0016】

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。

10

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。

【0017】

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。

【0018】

20

< 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11、光伝送系13、支持体22に支持された複数のトランスデューサ17、コンピュータ19、表示装置20、超音波送信素子25、被検体15と複数のトランスデューサ17との間に存在する音響整合材18を有する。

【0019】

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11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13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15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15の内部全体にほぼ同時に到達する。被検体15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15および音響整合材18の内部を伝搬し、支持体22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、この光音響波を受信して複数の電気信号に変換する。

30

【0020】

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、複数の光音響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は光音響デジタル信号に対して再構成処理を実施し、被検体内の光音響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。

40

【0021】

コンピュータ19で生成された光音響画像は表示装置20へと出力され、表示装置20では入力された光音音響画像を表示する。

【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

50

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】

< 光音響装置の各構成 >

次に、本実施形態に係る光音響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、光音響波を発生させる。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光音響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、光音響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】

10

20

30

40

50

### (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】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0038】

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 17 とは別に超音波送信素子 25 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 17 が超音波送信素子 25 を兼ねてもよい。複数のトランスデューサ 17 と超音波送信素子 25 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 17 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。

#### 【0039】

<再構成処理>

ここからは、コンピュータ 19 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

10

20

30

40

50

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なる。

【数 1】

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

10

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。

$hi(t)$  : 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。

20

$si(t)$  : 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。

$Hi(w)$  :  $\text{FFT}(hi(t))$  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。

$Si(w)$  :  $\text{FFT}(si(t))$  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。

$Fil_i(w)$  : 次式のようなフィルター関数である。ここで、 $w < w_c$ ,  $1 \leq \alpha \leq 2$  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】

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

30

【 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】

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

40

$s_i^*(t) = \text{IFFT}[Fil_i(w)Si(w)]$  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。

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 4】

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

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 4 2 】

50

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 $d_3 + d_4$ 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 $d_3/V(\text{tissue}) + d_4/V(\text{water})$ 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 $\mu$ 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 $\mu$ 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 $d_4/V(\text{water})$ 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 $(d_4 + d_5)/V(\text{water})$ 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 $tp_r$ 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 $tur$ とを異ならせる。典型的には $tp_r < tur$ とする。

【0047】

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。

【0048】

<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。

10

20

30

40

50

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ＸＹ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。

#### 【００４９】

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○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、 $\phi$ 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。

#### 【００５０】

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。

#### 【００５１】

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との良好な音響マッチングが保たれる。

#### 【００５２】

さらに、ステージ４０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２２を移動させることが好ましい。光源１１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１１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、１０Ｈｚの繰り返し周波数の光源１１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。

#### 【００５３】

また、ステージ４０は、支持体２２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 40 は、支持体 22 の移動と支持体 22 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 22 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 18 の揺れの影響を軽減できる。

#### 【0054】

なお、ステージ 40 は、光源 11 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 22 とともに光伝送系 13 を移動させることが好ましい。すなわち、ステージ 40 は、支持体 22 と光伝送系 13 とを同期して移動させることが好ましい。これにより、超音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 15 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 17 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 17 と光学系 15 の位置関係を保ってステージ 40 はそれぞれを移動させることが望ましい。

#### 【0055】

また、コンピュータ 19 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 22 の移動を制御することで、余分な測定時間を低減できる。

#### 【0056】

さらに超音波装置は、被検体 15 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 15 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 19 は、サイズ取得部から取得した被検体 15 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。

また超音波装置は、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 19 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。

#### 【0057】

ステージ 40 が支持体 22 を移動させた上で複数のタイミングでパルス光 12 を照射することにより、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 60b で光照射した場合は領域 62b、位 60c で光照射した場合は領域 62c 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 22 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 40 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 22 を移動させることが好ましい。

また、超音波画像の取得も超音波装置の取得と同様に、支持体 22 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。

#### 【0058】

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、 $w < w_c$ 、 $1 \leq \alpha \leq 2$ 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 6】

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

【0059】

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】

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

$s_{ij}^*(t) = \text{IFFT}[\text{Fil}_i(w) S_{ij}(w)]$ 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。

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 8】

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

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。

【0060】

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40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22を移動させることが好ましい。

また、このように被検体15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持体22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15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。

【0061】

<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22の移動経路の位置60a、60b...、61g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

10

20

30

40

50

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】

$$I(r) = \left( \left| \sum_{i,j=1,2} s_{ij}^* (t(r)) \right| + \left| \sum_{i,j=3,4} s_{ij}^* (t(r)) \right| \right) * P(r) \quad 10$$

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。

【0062】

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。

20

【0063】

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。

30

【0064】

< 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。

40

【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、それら全ての变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

50

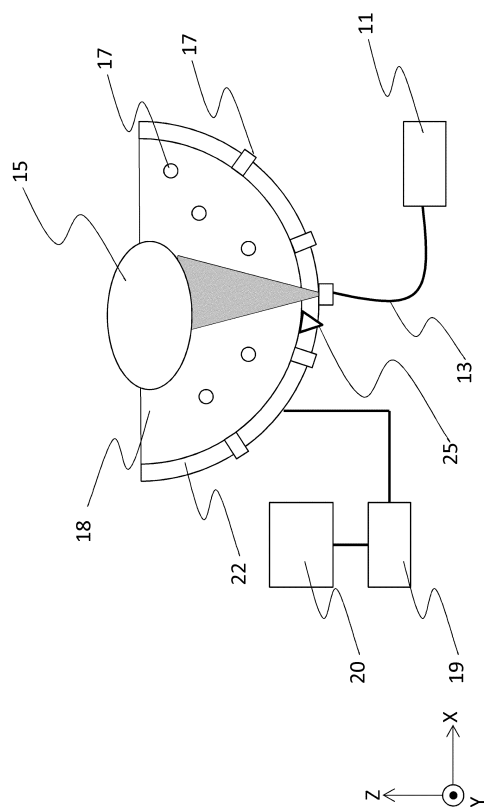
る。

【符号の説明】

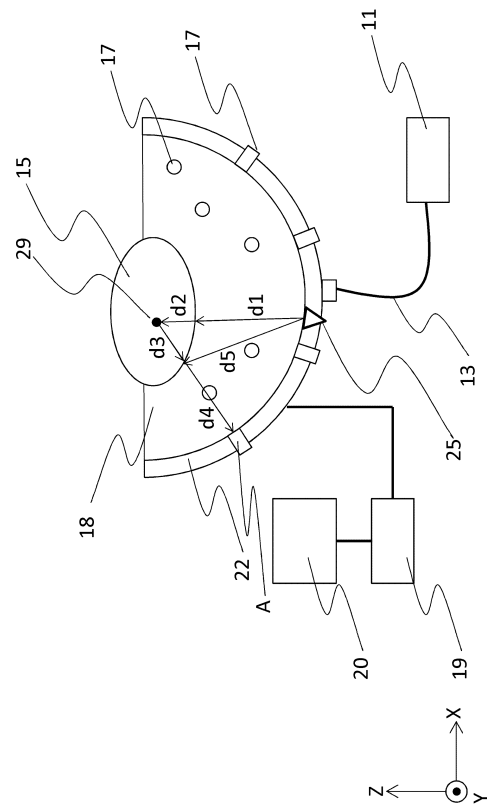
【 0 0 6 6 】

1 1 : 光源、1 3 : 光伝送系、1 7 : トランスデューサ、1 9 : コンピュータ、2 2 : 支持体、2 5 : 超音波送信素子

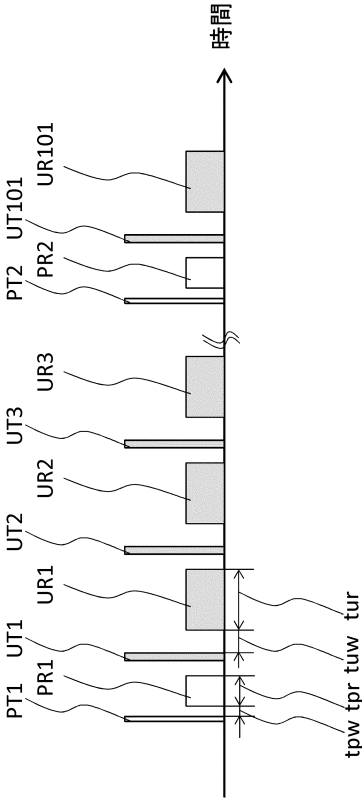
【 図 1 】



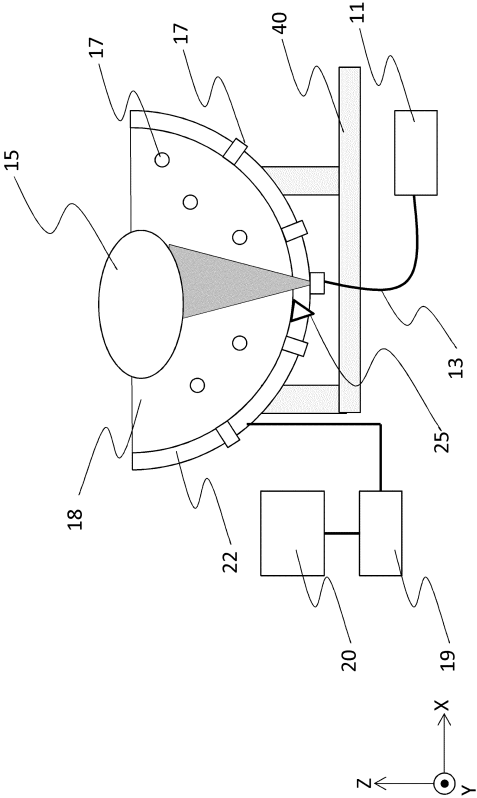
【 図 2 】



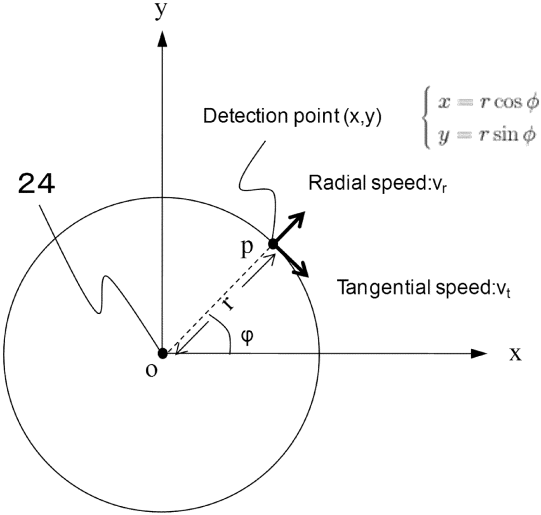
【 図 3 】



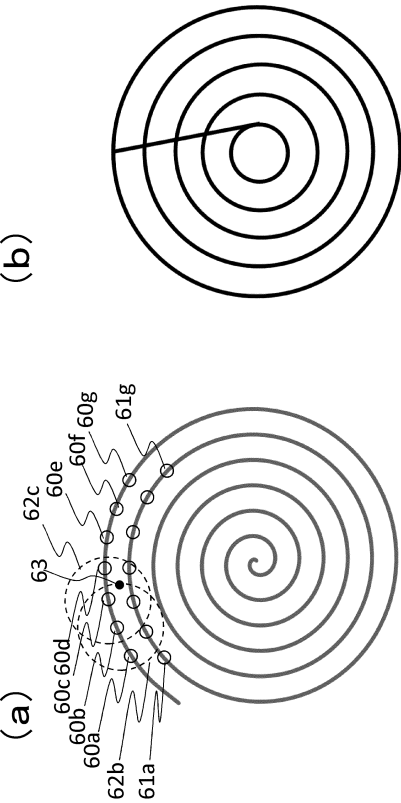
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100131392

弁理士 丹羽 武司

(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

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特表2002-536041(JP, A)

米国特許出願公開第2013/0217995(US, A1)

特開2005-021380(JP, A)

米国特許出願公開第2014/0316244(US, A1)

米国特許第06216025(US, B1)

中国実用新案第201624672(CN, U)

特表2015-500064(JP, A)

米国特許出願公開第2005/0004458(US, A1)

特開2007-152127(JP, A)

米国特許出願公開第2003/0023168(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

|                |                                                                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 声波器件的对象信息获取装置和控制方法                                                                                                                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6478572B2</a>                                                                                                                                   | 公开(公告)日 | 2019-03-06 |
| 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                                                                                                                                                          |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 佳能公司                                                                                                                                                          |         |            |
| [标]发明人         | 長永兼一<br>クルーガー・ロバート・エー                                                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | 長永 兼一<br>クルーガー, ロバート エー                                                                                                                                       |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/13                                                                                                                                                      |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0035 A61B5/0095 A61B8/08 A61B8/0825 A61B8/0858 A61B8/4416 A61B8/4455 A61B8/4477<br>A61B8/4494                                                           |         |            |
| FI分类号          | A61B8/13.ZDM A61B8/13 G01N29/24                                                                                                                               |         |            |
| F-TERM分类号      | 2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/CA04 2G047/DB14 2G047/EA07 2G047<br>/EA08 2G047/GB02 2G047/GB19 4C601/BB09 4C601/DD08 4C601/DE16 4C601/EE04 |         |            |
| 代理人(译)         | 川口义行<br>中村刚                                                                                                                                                   |         |            |
| 审查员(译)         | 永田浩二                                                                                                                                                          |         |            |
| 优先权            | 62/077369 2014-11-10 US                                                                                                                                       |         |            |
| 其他公开文献         | JP2016087364A<br>JP2016087364A5                                                                                                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                     |         |            |

## 摘要(译)

( 经修改 ) 要解决的问题：提供一种能够独立于对象中的吸收体的方向执行光声成像并且能够获取超声图像的设备。 解决方案：超声波诊断装置设置有超声波发送元件25，通过用光照射对象而产生的第一声波，输出第一电信号，并发送从超声波发送元件发送的超声波多个换能器17，用于检测声波在对象内部散射并输出第二电信号的第二声波，多个换能器17，用于支撑多个换能器，以便收集多个换能器的方向轴主体22和处理单元19使用基于第一电信号和第二电信号中的每一个获取对象的特征信息的处理单元19。 点域1

|                                            |                                     |                                        |
|--------------------------------------------|-------------------------------------|----------------------------------------|
| (19) 日本国特許庁 (JP)                           | (12) 特 許 公 報 (B2)                   | (11) 特許番号<br>特許第6478572号<br>(P6478572) |
| (45) 発行日 平成31年3月6日 (2019.3.6)              | (24) 登録日 平成31年2月15日 (2019.2.15)     |                                        |
| (51) Int. Cl.<br>A 6 1 B 8 / 1 3 (2006.01) | F I<br>A 6 1 B 8 / 1 3 Z D M        |                                        |
| 請求項の数 19 (全 18 頁)                          |                                     |                                        |
| (21) 出願番号 特願2014-230547 (P2014-230547)     | (73) 特許権者 000001007<br>キヤノン株式会社     |                                        |
| (22) 出願日 平成26年11月13日 (2014.11.13)          | 東京都大田区下丸子3丁目30番2号                   |                                        |
| (65) 公開番号 特開2016-87364 (P2016-87364A)      | (74) 代理人 110002860<br>特許業務法人秀和特許事務所 |                                        |
| (43) 公開日 平成28年5月23日 (2016.5.23)            | (74) 代理人 100085006<br>弁理士 世良 和信     |                                        |
| 審査請求日 平成29年10月16日 (2017.10.16)             | (74) 代理人 100100549<br>弁理士 川口 嘉之     |                                        |
| (31) 優先権主張番号 62/077,369                    | (74) 代理人 100106622<br>弁理士 和久田 純一    |                                        |
| (32) 優先日 平成26年11月10日 (2014.11.10)          | (74) 代理人 100131532<br>弁理士 坂井 浩一郎    |                                        |
| (33) 優先権主張国 米国 (US)                        | (74) 代理人 100125357<br>弁理士 中村 剛      |                                        |
| 最終頁に続く                                     |                                     |                                        |
| (54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置および音響波装置の制御方法        |                                     |                                        |