

(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2016-59768

(P2016-59768A)

(43) 公開日 平成28年4月25日(2016.4.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/00 (2006.01)	G 0 1 N 29/00 5 0 1	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-192805 (P2014-192805)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成26年9月22日 (2014. 9. 22)		キヤノン株式会社
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号
		(74) 代理人	100085006
			弁理士 世良 和信
		(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
		(74) 代理人	100131392
			弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

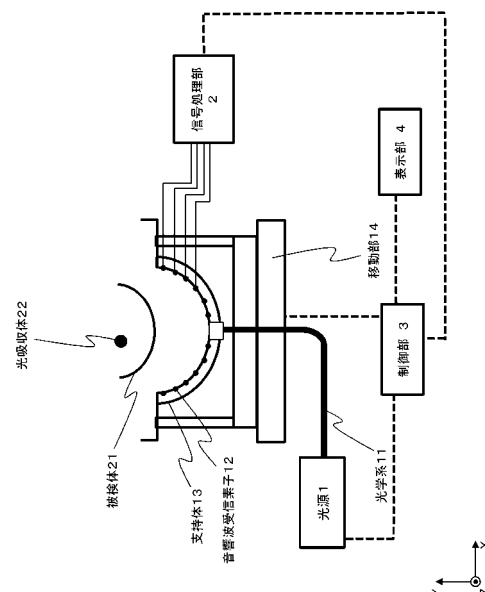
(54) 【発明の名称】 光音響装置および光音響装置の制御方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体内の構造情報および機能情報を取得する光音響装置において、測定精度を向上させる。

【解決手段】光源1と、複数の音響波受信素子12と、複数の音響波受信素子を支持する支持体13と、支持体の位置を移動させる手段14と、取得した電気信号に基づいて被検体内の情報を生成する情報取得部2と、を有し、支持体が第一の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置にある場合に、第一の波長でパルス光の照射を行い、音響波受信素子が受信した音響波を第一の電気信号に変換し、支持体が第二の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置にある場合に、第二の波長でパルス光の照射を行い、音響波受信素子が受信した音響波を第二の電気信号に変換し、情報取得部が、第一および第二の電気信号に基づいて被検体内の構造情報と機能情報を生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して複数波長のパルス光を照射可能な光源と、

前記パルス光を照射された被検体から発生する音響波を受信し、電気信号に変換する複数の音響波受信素子と、

前記複数の音響波受信素子のうち、少なくとも一部の音響波受信素子の指向軸が集まるように前記複数の音響波受信素子を支持する支持体と、

前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させる移動部と、

前記電気信号に基づいて、前記被検体内の情報を生成する情報取得部と、
を有し、

10

前記支持体が、第一の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置にある場合に、前記光源が第一の波長でパルス光の照射を行い、前記音響波受信素子が、受信した音響波を第一の電気信号に変換し、

前記支持体が、第二の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置にある場合に、前記光源が第二の波長でパルス光の照射を行い、前記音響波受信素子が、受信した音響波を第二の電気信号に変換し、

前記情報取得部が、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の構造情報を生成し、かつ、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の機能情報を生成し、

前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置は、互いに異なる位置である

20

ことを特徴とする、光音響装置。

【請求項 2】

前記第一の測定位置パターンに含まれる、隣接した測定位置間の最大距離を d とした場合に、

前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、当該測定位置に対応する、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置との距離が d 以内である

ことを特徴とする、請求項 1 に記載の光音響装置。

【請求項 3】

前記第二の測定位置パターンは、前記第一の測定位置パターンを回転移動させて得られるパターンである

30

ことを特徴とする、請求項 2 に記載の光音響装置。

【請求項 4】

前記第二の測定位置パターンは、前記第一の測定位置パターンを平行移動させて得られるパターンである

ことを特徴とする、請求項 2 に記載の光音響装置。

【請求項 5】

前記情報取得部は、前記構造情報を表す画像および前記機能情報を表す画像を生成し、表示装置に出力する

ことを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の光音響装置。

40

【請求項 6】

被検体に対して複数波長のパルス光を照射可能な光源と、前記パルス光を照射された被検体から発生する音響波を受信し、電気信号に変換する複数の音響波受信素子と、前記複数の音響波受信素子のうち、少なくとも一部の音響波受信素子の指向軸が集まるように前記複数の音響波受信素子を支持する支持体と、を有する光音響装置の制御方法であって、

前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させながら、第一の波長でパルス光の照射を行い、第一の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に基づいて生成された第一の電気信号を取得する第一の測定ステップと、

前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させながら、第二の波長でパルス光の照射を行い、第二の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に

50

基づいて生成された第二の電気信号を取得する第二の測定ステップと、

前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の構造情報を生成する第一の情報取得ステップと、

前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の機能情報を生成する第二の情報取得ステップと、

を含み、

前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置は、互いに異なる位置である

ことを特徴とする、光音響装置の制御方法。

【請求項 7】

前記第一の測定位置パターンに含まれる、隣接した測定位置間の最大距離を d とした場合に、

前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、当該測定位置に対応する、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置との距離が d 以内である

ことを特徴とする、請求項 6 に記載の光音響装置の制御方法。

【請求項 8】

被検体に対して複数波長のパルス光を照射可能な光源と、

前記パルス光を照射された被検体から発生する音響波を受信し、電気信号に変換する複数の音響波受信素子と、

前記複数の音響波受信素子のうち、少なくとも一部の音響波受信素子の指向軸が集まるように前記複数の音響波受信素子を支持する支持体と、

前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させる移動部と、

前記支持体を移動させながら、第一の波長でパルス光の照射を行い、第一の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に基づいて生成された第一の電気信号を取得する第一の制御部と、

前記支持体を移動させながら、第二の波長でパルス光の照射を行い、第二の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に基づいて生成された第二の電気信号を取得する第二の制御部と、

前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の構造情報を生成する第一の情報取得部と、

前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の機能情報を生成する第二の情報取得部と、

を有し、

前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置は、互いに異なる位置である

ことを特徴とする、光音響装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内の情報を取得する光音響装置に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザなどの光源から発せられた光を生体に照射し、入射した光に基づいて、生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。このような光イメージング技術の一つとして、近年、光音響トモグラフィ (PAT: PhotoAcoustic Tomography) が提案されている。

【0003】

パルスレーザ光などの光を被検体である生体に照射すると、光が被検体内の生体組織で吸収される際に音響波 (典型的には超音波) が発生する。この現象を光音響効果と呼び、光音響効果により発生した音響波を光音響波と呼ぶ。被検体を構成する組織は、光エネルギー

10

20

30

40

50

ギーの吸収率がそれぞれ異なるため、発生する光音響波の音圧も異なったものとなる。PATでは、発生した光音響波を探触子で受信し、受信信号を解析することにより、被検体内の初期音圧、光吸収係数、光吸収エネルギー密度の分布などを画像化することができる。

近年、この光音響トモグラフィを用いて、小動物の血管構造や血中酸素飽和度をイメージングする前臨床研究や、乳がん、前立腺がん、頸動脈プラーク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。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】“Dedicated 3D Photoacoustic Breast imaging”, Robert A.Kruger, Cherie M.Kuzmiak, Richard B.Lam, Daniel R.Reinecke, Stephen P.Del Rio, and Doreen Steed, Medical Physics 40, 113301(2013)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

非特許文献1には、複数の音響波受信素子を半球状に配置した支持体を移動させながら、複数の位置で光音響波を受信することで、ノイズが低減された鮮明な画像が得られることが示されている。当該画像は、被検体内の構造情報（例えば乳房内の血管構造）を表す画像である。

また、複数波長のパルス光を照射して得られた構造情報に基づいて、被検体内の機能情報（被検体内の特定物質、例えば、血液中に含まれるヘモグロビン濃度や、血液中の酸素飽和度など）を取得することができる。

【0006】

一方で、被検体内の構造情報および機能情報を取得する光音響装置においては、さらなる測定精度の向上が望まれている。

【0007】

本発明はこのような従来技術の課題に鑑みてなされたものであり、被検体内の構造情報および機能情報を取得する光音響装置において、測定精度を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、本発明に係る光音響装置は、

被検体に対して複数波長のパルス光を照射可能な光源と、前記パルス光を照射された被検体から発生する音響波を受信し、電気信号に変換する複数の音響波受信素子と、前記複数の音響波受信素子のうち、少なくとも一部の音響波受信素子の指向軸が集まるように前記複数の音響波受信素子を支持する支持体と、前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させる移動部と、前記電気信号に基づいて、前記被検体内の情報を生成する情報取得部と、を有し、前記支持体が、第一の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置にある場合に、前記光源が第一の波長でパルス光の照射を行い、前記音響波受信素子が、受信した音響波を第一の電気信号に変換し、前記支持体が、第二の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置にある場合に、前記光源が第二の波長でパルス光の照射を行い、前記音響波受信素子が、受信した音響波を第二の電気信号に変換し、前記情報取得部が、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の構造情報を生成し、かつ、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の機能情報を生成し、前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置は、互いに異なる位置であることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る光音響装置の制御方法は、

被検体に対して複数波長のパルス光を照射可能な光源と、前記パルス光を照射された被

10

20

30

40

50

検体から発生する音響波を受信し、電気信号に変換する複数の音響波受信素子と、前記複数の音響波受信素子のうち、少なくとも一部の音響波受信素子の指向軸が集まるように前記複数の音響波受信素子を支持する支持体と、を有する光音響装置の制御方法であって、前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させながら、第一の波長でパルス光の照射を行い、第一の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に基づいて生成された第一の電気信号を取得する第一の測定ステップと、前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させながら、第二の波長でパルス光の照射を行い、第二の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に基づいて生成された第二の電気信号を取得する第二の測定ステップと、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の構造情報を生成する第一の情報取得ステップと、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の機能情報を生成する第二の情報取得ステップと、を含み、前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置は、互いに異なる位置であることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【0010】

また、本発明の別形態に係る光音響装置は、

被検体に対して複数波長のパルス光を照射可能な光源と、前記パルス光を照射された被検体から発生する音響波を受信し、電気信号に変換する複数の音響波受信素子と、前記複数の音響波受信素子のうち、少なくとも一部の音響波受信素子の指向軸が集まるように前記複数の音響波受信素子を支持する支持体と、前記支持体の位置を前記被検体に対して相対的に移動させる移動部と、前記支持体を移動させながら、第一の波長でパルス光の照射を行い、第一の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に基づいて生成された第一の電気信号を取得する第一の制御部と、前記支持体を移動させながら、第二の波長でパルス光の照射を行い、第二の測定位置パターンに含まれる複数の測定位置で受信した音響波に基づいて生成された第二の電気信号を取得する第二の制御部と、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の構造情報を生成する第一の情報取得部と、前記第一および第二の電気信号に基づいて、前記被検体内の機能情報を生成する第二の情報取得部と、を有し、前記第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、前記第二の測定位置パターンに含まれる測定位置は、互いに異なる位置であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、被検体内の構造情報および機能情報を取得する光音響装置において、測定精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】第一の実施形態に係る光音響測定装置のシステム構成図。

【図2】第一の実施形態に係る光音響測定装置の処理フローチャート図。

【図3】第一の実施形態における測定位置パターンを説明する図。

【図4】第一の実施形態における効果を説明する図。

【図5】第二の実施形態における測定位置パターンを説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しながら、本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、実施形態の説明で用いる数値、材質、形状、配置等は、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、発明の範囲を限定するものではない。

【0014】

（第一の実施形態）

第一の実施形態に係る光音響装置は、パルス光を被検体に照射し、当該パルス光に起因して被検体内で発生した光音響波を受信および解析することで、被検体内の構造情報と機能情報を可視化、すなわち画像化する装置である。構造情報とは、初期音圧分布や光吸収

エネルギー密度分布、あるいは、そこから導かれる吸収係数分布に関連した被検体情報のことであり、主に被検体内の光吸収体構造情報、特に、血管の構造情報である。また、機能情報とは、複数の波長で取得された光音響信号とスペクトル情報を用いて算出された情報であり、主に被検体内の物質濃度、特に、血管内の血液に含まれる酸素濃度や、脂肪、コラーゲン、ヘモグロビンの濃度などの、生体機能に関する情報である。第一の実施形態に係る光音響装置は、これらの構造情報や機能情報を、画像や数値を用いて表示させることができる。

【 0 0 1 5 】

<システム構成>

図 1 を参照しながら、本実施形態に係る光音響測定装置の構成を説明する。本実施形態に係る光音響測定装置は、光源 1、光学系 1 1、音響波受信素子 1 2、支持体 1 3、移動部 1 4、信号処理部 2、制御部 3、表示部 4 を有している。

以下、本実施形態に係る光音響測定装置を構成する各手段を説明しながら、測定の方法について概要を説明する。

【 0 0 1 6 】

<<光源 1>>

光源 1 は、複数波長のパルス光を発生させ、被検体に照射する手段である。光源は、大出力を得るためレーザ光源であることが望ましいが、レーザの代わりに発光ダイオードやフラッシュランプ等を用いることもできる。光源としてレーザを用いる場合、固体レーザ、ガスレーザ、色素レーザ、半導体レーザなど様々なものを使用できる。

理想的には、出力が強く連続的に波長を変えられる、Nd : YAG 励起の OPO レーザ、色素レーザ、Ti : sapphire レーザや、アレキサンドライトレーザを用いるとよい。また、異なる波長の単波長レーザを複数有していてもよい。

照射のタイミング、波形、強度等は制御部 3 によって制御される。また、光源 1 の制御を行う制御部 3 は、光源と一体化されていてもよい。

また、パルス光の波長は、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であって、被検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、被検体が生体である場合、500 nm 以上 1200 nm 以下であることが望ましい。

また、光音響波を効果的に発生させるためには、被検体の熱特性に応じて十分短い時間に光を照射させなければならない。被検体が生体である場合、光源から発生するパルス光のパルス幅は 10 ナノから 50 ナノ秒程度が好適である。

なお、光源 1 は、必ずしも本実施形態に係る光音響測定装置の一部である必要はなく、外部に接続されていてもよい。

【 0 0 1 7 】

<<光学系 1 1>>

光源から出射したパルス光は、光学系 1 1 を通して被検体に向けて照射される。光学系 1 1 は、例えば、光を反射するミラーや光を拡大するレンズ、光を拡散させる拡散板などの光学部材で構成される。また、この他にも、光ファイバ、バンドル光ファイバ、鏡筒にミラーを組み込んだ光導波路 (Articulating arm) などを用いることもできる。光源から発せられたパルス光を、被検体に所望の形状で照射可能なものであれば、光学系 1 1 にはどのようなものを用いてもよい。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。

なお、光源 1 から直接、所望の形状のパルス光を照射可能である場合、必ずしも光学系 1 1 を用いる必要はない。

【 0 0 1 8 】

<<被検体 2 1 ・ 光吸収体 2 2>>

被検体 2 1 および光吸収体 2 2 は、装置を構成するものではないが、ここで説明する。本実施形態に係る光音響測定装置は、血管の造影、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 2 1 としては生体、具体的に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。なお、被検体

10

20

30

40

50

が小動物である場合は、特定の部位だけではなく、全体を対象としてもよい。

被検体 2 1 の内部に存在する光吸収体 2 2 は、被検体内で相対的に光に対する吸収係数が高い部位である。例えば、測定の対象が人体である場合、オキシヘモグロビンまたはデオキシヘモグロビン、赤血球を含む血管、新生血管を含む悪性腫瘍などが光吸収体 2 2 に該当する。また、被検体 2 1 の表面にあるメラニンなども光吸収体 2 2 に該当する。なお、光吸収体 2 2 は、メチレンブルー (M B)、インドシニアングリーン (I C G) などの色素や金微粒子、および、それらを集積あるいは化学的に修飾した物質であってもよい。

【 0 0 1 9 】

<<音響波受信素子 1 2>>

音響波受信素子 1 2 は、被検体内部で発生した音響波を受信し、電気信号に変換する手段である。音響波受信素子は、音響波受信器、トランスデューサとも呼ばれる。なお、本発明における音響波とは、典型的には超音波であり、音波、超音波、光音響波、光超音波と呼ばれる弾性波を含む。

生体から発生する音響波は、100 K H z から 100 M H z の超音波であるため、音響波受信素子 1 2 には、上記の周波数帯を受信できる音響素子を用いる。具体的には、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を用いることができる。また、音響波受信素子 1 2 は、感度が高く、周波数帯域が広いものが望ましい。

本実施形態では、音響波受信素子 1 2 が複数個配置される。このように、複数の素子を用いると、同時に複数の場所で音響波を受信することができるため、測定時間を短縮することができる。被検体の振動などの影響を低減することができる。

【 0 0 2 0 】

<<支持体 1 3>>

支持体 1 3 は、複数の音響波受信素子 1 2 を支持する半球状の部材である。図 1 は、支持体 1 3 を X - Y 平面で切った断面図を示している。

支持体 1 3 は、被検体 2 1 を取り囲む閉曲面上に複数の音響波受信素子 1 2 を配置できるような形状であることが好ましい。ただし、被検体を取り囲むすべての閉曲面上に複数の音響波受信素子 1 2 を配置することが困難な場合、本実施形態のように、開口を有する半球状の支持体 1 3 の表面に複数の音響波受信素子 1 2 を配置してもよい。

【 0 0 2 1 】

一般に、音響波受信素子は、受信面 (表面) の法線方向において最も高い受信感度を有する。例えば、複数の音響波受信素子 1 2 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と、当該曲率中心点付近において、高精度な光音響画像が得られる領域が形成される。特に、本実施形態では、複数の音響波受信素子 1 2 の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。これにより、指向軸が集まる領域を高分解能化することができる。本明細書では、このように高分解能化された領域を、高分解能領域と称する。なお、本実施形態における高分解能領域とは、最も分解能の高い点から、当該分解能の半分の分解能となるまでの領域のことを指す。

【 0 0 2 2 】

なお、特定の領域に指向軸を集めることで、所望の高分解能領域を形成できれば、必ずしも各音響波受信素子の指向軸は交わらなくてもよい。

また、図 1 では、半球状の支持体 1 3 を用いて音響波受信素子を配置する例を挙げたが、支持体の形状はこの限りではない。複数の音響波受信素子 1 2 を配置できる限り、支持体 1 3 の形状はどのようなものであってもよい。例えば、例示したものとは別の曲面を有してもよいし、平面状のものであってもよい。

なお、支持体 1 3 は、被検体 2 1 との間に、音響インピーダンスの整合をとるための部材 (例えば水など) を介在させることができることが好ましい。

【 0 0 2 3 】

<<移動部 1 4>>

10

20

30

40

50

移動部 14 は、支持体 13 の位置を被検体 21 に対して相対的に移動させる手段である。移動部 14 によって、支持体 13 上に配置された複数の音響波受信素子 12 を被検体 21 に対して相対的に移動させることができるため、複数の位置で光音響波を受信できるようになる。

具体的な移動方法は、移動と静止を繰り返す、ステップアンドリピート方式であってもよいし、連続移動であってもよい。ただし、連続移動のほうが、全体の移動時間が短く被験者の負担を軽減でき、また、加速度の変化が少なく装置の揺れの影響を軽減できるため、より好ましい。

【0024】

なお、移動部 14 は、支持体 13 と、光学系 11（少なくともパルス光の出射口）を同期して移動させる構成であることが好ましい。これにより、音響波の受信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することができる。

被検体 21 内への伝搬する光量を増加させるためには、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、被検体が人体である場合、パルス光の照射面積は、American National Standards Institute (ANSI) 規格によっても制限される。

また、音響波受信素子には指向性があるため、受信感度が小さい領域へ光を照射しても光量の利用効率が低い。すなわち、被検体全体に対して光を照射することは効率的ではない。そこで、本実施形態では、支持体 13 と同期して光学系 11 を移動させ、感度の高い領域にのみ光を照射する。

【0025】

本実施形態では、支持体 13 の中心（極部分）にパルス光の出射口を配置し、支持体 13 の曲率中心に向かってパルス光を照射している。これにより、複数の音響波受信素子 12 の感度の高い領域に常に光が照射される。また、支持体 13 と光学系 11 とが一体となっているため、光音響波の測定位置と光の照射位置との関係を保ったまま、高分解能領域を移動させることができる。

移動部 14 が支持体 13 を移動させながら、複数のタイミングでパルス光を照射することにより、測定タイミングごとに異なる位置に高分解能領域を配置させることができ、分解能が高い領域を拡大させることができる。なお、移動部 14 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 13 を移動させるとさらによい。

【0026】

<<信号処理部 2>>

信号処理部 2 は、音響波受信素子 12 で得られた電気信号（以下、光音響信号）を増幅してデジタル信号に変換する手段である。信号処理部 2 は、典型的には、増幅器、A/D 変換器、FPGA (Field Programmable Gate Array) チップなどで構成される。音響波受信素子 12 から得られる信号が複数である場合は、同時に複数の信号を処理できることが望ましい。なお、本明細書における光音響信号とは、音響波受信素子 12 で得られたアナログの電気信号と、信号処理部 2 によって変換されたデジタル信号の双方を含む概念である。

また、信号処理部 2 は、被検体に対して同じ位置で受信した光音響信号を積算し、一つの信号にしてもよい。積算の方法は、信号同士を足し合わせるものであってもよいし、平均を取るものであってもよい。また、信号にそれぞれ重みを付けて足しあわせるものであってもよい。

【0027】

<<制御部 3>>

制御部 3 は、光音響測定装置が有する各構成要素を制御する手段である。具体的には、被検体に照射する光の強度や、光の照射タイミング、音響波の受信タイミング、移動部の位置などを制御する。

また、制御部 3 は、信号処理部 2 が出力した光音響信号を処理し、画像を生成する手段

10

20

30

40

50

(情報取得部)でもある。光音響信号に基づいて画像を生成する方法には、例えば、フーリエ変換法、ユニバーサルバックプロジェクション法や、フィルタードバックプロジェクション法、逐次再構成法などがあるが、どのような方法を用いても構わない。

【0028】

本実施形態では、制御部3はコンピュータであり、典型的にはCPU、GPU、A/D変換器などの素子や、FPGA、ASICなどの回路から構成される。なお、制御部3は、複数の素子や回路から構成されていてもよい。

また、制御部3は、記憶部として、ROM、RAM、およびハードディスクなどの記憶媒体を有している。当該記憶媒体は、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。

また、制御部3は、同時に複数の信号をパイプライン処理できるように構成されていることが好ましい。これにより、被検体情報を取得するまでの時間を短縮することができる。

10

なお、それぞれの処理を実行させるためのプログラムは、前述した記憶部が有する非一時的な記録媒体に保存しておくことができる。

【0029】

<<表示部4>>

表示部4は、制御部3が生成した、構造情報や機能情報を表す画像や数値を表示する装置であり、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あってもよい。すなわち、制御部3が、構造情報または機能情報を表示部4に表示させている。

20

なお、表示部4は、必ずしも本実施形態に係る光音響測定装置の一部である必要はなく、外部に接続されていてもよい。

【0030】

<被検体の測定方法>

次に、本実施形態に係る光音響測定装置によって、被検体である生体(特に乳房)を測定する方法について説明する。

まず、光源11から発せられた特定波長のパルス光を被検体に照射する。パルス光は、例えばレンズ、ミラー、光ファイバ、拡散板などからなる光学系11によって所望の形状に加工されながら被検体の表面に導かれ、照射される。そして、被検体21の内部を伝播した光のエネルギーの一部が血管などの光吸収体22に吸収されると、当該光吸収体22の熱膨張により光音響波(典型的には超音波)が発生する。

30

発生した音響波は、被検体内を伝播し、支持体13に配置された複数の音響波受信素子12で受信され、アナログの電気信号に変換される。

【0031】

本実施形態に係る光音響測定装置は、移動部14が支持体13を移動させながら、複数のタイミングで測定を行う。

なお、本明細書における「測定」とは、パルス光を照射し、当該パルス光によって発生した光音響波を受信することを指す。また、「測定位置」とは、パルス光が照射された際の、音響波受信素子の位置、より具体的には、被検体を基準とした支持体13の中心位置のことを指す。

40

また、本明細書では、特定の波長のパルス光を用いて複数のタイミングで測定を行った、測定位置の座標の集合を「測定位置パターン」と呼ぶ。

【0032】

複数の音響波受信素子12から出力された光音響信号は、信号処理部2で増幅処理やデジタル変換処理が施され、その後、制御部3内の記憶部に記憶される。すなわち、制御部3内の記憶部には、異なる測定タイミングにおいて複数の音響波受信素子12から出力された光音響信号が記憶される。

本実施形態では、パルス光の波長を切り替えながら、複数の測定位置パターンを用いて測定を行う。すなわち、制御部3には、測定で得られた光音響信号のセットが、測定位置パターンごと(波長ごと)に記憶される。

50

測定位置パターンの例と、具体的な測定方法については後述する。

【0033】

なお、光音響波の伝播速度は、移動部14が支持体13を移動させる速度に比べて速いため、音響波受信素子12は、パルス光を照射したタイミングとほぼ同時に光音響波を受信する。よって、パルス光を被検体に照射してから複数の音響波受信素子12が光音響波を受信するまでの支持体13の移動量は無視することができる。本実施形態においては、パルス光を照射するタイミングが、光音響波を受信するタイミング（以下、測定タイミング）となる。なお、支持体13は複数の音響波受信素子12を支持しているため、支持体13の位置を特定することによって、複数の音響波受信素子12の位置を特定することができる。

10

【0034】

続いて、制御部3は、記憶された光音響信号を用いて、ユーザーが指定した注目領域（Region of Interest：ROI）における被検体情報を取得する。図2は、被検体情報の取得の流れを表すフローチャートである。

被検体情報は、3次元情報を取得する場合はボクセル、2次元情報を取得する場合はピクセルによって表される。光音響信号から被検体情報を取得する手法には、Universal Back Projection（UBP）、Filtered Back Projection（FBP）等の公知の再構成手法を用いることができる。これらの再構成手法によれば、ある測定位置パターンに対応する複数の光音響信号から、被検体情報を表す画像を取得することができる（S201）。

【0035】

20

また、異なる波長のパルス光を照射しながら、異なる測定位置パターンを用いて取得した複数の光音響信号を用いて、同様の処理を行うことで、異なる波長に対応する画像を取得することができる（S202）。ステップS201およびS202で取得した画像は、共に被検体内の吸収係数（すなわち構造情報）を表す画像である。

本明細書では、ステップS201で取得した画像を第一の画像と称し、ステップS202で取得した画像を第二の画像と称する。

【0036】

また、第一の画像と第二の画像を用いて、被検体内の吸収係数を表す画像であって、よりノイズの少ない画像を生成することができる（S203a）。本明細書では、ステップS203aで取得した画像を第三の画像と称する。

30

【0037】

第一の画像と第二の画像は、それぞれ異なる波長のパルス光に基づいて生成された画像であるため、二つの画像を用いて、被検体内の分光情報（機能情報。例えば酸素飽和度など）を表す画像を生成することができる（S203b）。本明細書では、ステップS203bで取得した画像を第四の画像と称する。

生成された画像（例えば、第三の画像および第四の画像）は、表示部4に出力され、診断などの用に供される。

【0038】

<測定位置パターン>

次に、測定位置パターンの具体例と、当該測定位置パターンを用いて測定を行うことで得られる画像について説明する。前述したように、本実施形態に係る光音響測定装置では、パルス光の波長ごとに、異なる複数の測定位置パターンを用いて測定を行う。

40

図3（a）は、ある波長（以下、第一の波長）を用いて測定を行う際の、支持体13の中心位置を測定タイミングごとにプロットしたものである。つまり、第一の波長に対応する測定位置パターンの一例である。当該測定位置パターンを、第一の測定位置パターンと称する。本実施形態では、制御部3が、第一の波長を用いた測定において、図3（a）の黒丸で示した各測定位置で光音響波が取得できるように、支持体13の移動経路と測定タイミングを制御する。

【0039】

一方、図3（b）は、本実施形態に係る光音響測定装置において、第一の波長とは異なる

50

る波長（以下、第二の波長）を用いて測定を行う際の、支持体 1 3 の中心位置を測定タイミングごとにプロットしたものである。つまり、第二の波長に対応する測定位置パターンの一例である。当該測定位置パターンを、第二の測定位置パターンと称する。制御部 3 は、第二の波長を用いた測定において、図 3（b）の黒丸に示した各測定位置で光音響波が取得できるように、支持体 1 3 の移動経路と測定タイミングを制御する。

【0040】

ここで、第一の測定位置パターンと第二の測定位置パターンを比較する。双方の測定位置パターンを重ねたものが、図 3（c）である。第一の測定位置パターンと第二の測定位置パターンの軌跡はほぼ同一であるが、パターンに含まれる測定位置が異なっている。そのため、図 3（c）に示すように、各パターンにおける測定位置は重ならない。

10

【0041】

本実施形態では、制御部 3 が、第一の波長による測定位置の分布が第一の測定位置パターンとなるように、また、第二の波長による測定位置の分布が第二の測定位置パターンとなるように、支持体 1 3 の移動経路と測定タイミングを設定する。具体的には、支持体 1 3 の中心が、第一の測定位置パターンに含まれる測定位置にあるときに、第一の波長でパルス光を発生させ、測定を行う。また、支持体 1 3 の中心が、第二の測定位置パターンに含まれる測定位置にあるときに、第二の波長でパルス光を発生させ、測定を行う。

そして、第一の測定位置パターンに対応する光音響信号に基づいて、第一の画像を生成し、第二の測定位置パターンに対応する光音響信号に基づいて、第二の画像を生成する。

【0042】

20

第一の測定位置パターンと第二の測定位置パターンの関係は、以下の通りである。すなわち、第一の測定位置パターンに含まれる、隣接する測定位置間の最大距離を d とした場合に、第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、当該測定位置に対応する、第二の測定位置パターンに含まれる測定位置が、 d 以内の距離にある。

【0043】

以下、パルス光の波長ごとに測定位置をずらした場合の効果について説明する。図 4（a）は、第一の波長において、第一の測定位置パターンを用いて測定を行い、再構成した画像（第一の画像）の一例である。当該画像は、被検体内の吸収係数分布を表す画像であり、輝度の高い部分が光吸収体の位置を表している。図からわかるように、画像の中心部に球状の光吸収体があることがわかる。また、画像中心部以外には、再構成アーティファクトに起因した画像ノイズがみられる。

30

【0044】

また、図 4（b）は、第二の波長において、第二の測定位置パターンを用いて測定を行い、再構成した画像（第二の画像）の一例である。この図においても、同様に輝度の高い部分が光吸収体の位置を表している。これらの画像は、光吸収体の位置や形状を示す画像、すなわち、被検体内の構造情報を示す画像である。

図 4（a）と図 4（b）において、光吸収体に対応する画素値の平均と、それ以外の部分の画素値の 2 乗平均の比であるコントラスト / ノイズ比（Contrast Noise Ratio：CNR）を算出したところ、双方の画像ともに約 150 であった。

【0045】

40

図 4（c）は、第一の画像と第二の画像の平均をとった画像（第三の画像）である。この図においても同様に、輝度の高い部分が光吸収体の位置を表している。この画像の CNR は約 210 であり、図 4（a）および図 4（b）と比べて CNR が大きく増加した。

【0046】

一方、図 4（d）は、同じ測定位置パターン（例えば、図 3（a））を用いて、第一の波長と第二の波長を用いて測定を行い、得られた二つの画像を平均した画像である。この画像の CNR は約 150 であった。

【0047】

一般的に、光音響測定装置が生成した画像におけるノイズは、画像再構成アーティファクトと、システムノイズに分類することができる。これらのノイズは共に、測定位置が増

50

えるほど軽減される。図 4 (c) の画像は、数学的に、図 3 (c) に示した測定位置パターンで取得した光音響信号に基づいて生成された画像と等価になる。すなわち、波長ごとに測定位置パターンを変えて測定を行い、平均をとることで、測定位置が二倍になったのと同じ効果を得ることができ、被検体内の構造情報を表す画像の画質を改善させることができる。

【 0 0 4 8 】

一方、図 4 (d) の画像は、第一の測定位置パターンを用いて測定を 2 回行い、取得した光音響信号に基づいて生成された画像と等価になる。このように、同じ測定位置で音響波を複数回受信した場合、画像再構成アーティファクトは軽減されず、システムノイズに起因するノイズのみが低減される。例えば、図 4 (a) と図 4 (b) に示した画像に発生したノイズの主要因がシステムノイズである場合、図 4 (c) の C N R は、図 4 (a) や図 4 (b) よりも向上するが、図 4 (d) と比べるとほぼ同じになる。

【 0 0 4 9 】

以上のことから、異なる測定位置パターンを用いて光音響波を取得し、それぞれ得られた情報に基づいて、被検体内の構造情報を示す画像を生成することで、より高精度な構造情報を取得できることがわかる。

【 0 0 5 0 】

以上、被検体内の構造情報を表す画像について説明した。次に、被検体内の機能情報を表す画像について説明する。

【 0 0 5 1 】

本実施形態では、被検体内の機能情報を表す画像として、光吸収体を構成する物質の濃度を表す画像を生成する。ここでは光吸収体がヘモグロビンおよび酸化ヘモグロビンのみから構成されるものとし、光吸収体中の酸素飽和度を表す画像を生成する。

酸素飽和度は分光情報であるため、異なる波長を用いて取得した吸収係数分布を用いて算出する必要がある。図 4 (e) は、図 4 (a) に示された第一の画像と、図 4 (b) に示された第二の画像から算出された、光吸収体中の酸素飽和度を表す画像 (第四の画像) である。第四の画像は、既知の手法によって算出することができる。

【 0 0 5 2 】

以上説明したように、第一の実施形態に係る光音響測定装置では、測定位置パターンを変更しながら複数回の測定を行い、それぞれ得られた画像に基づいて、被検体内の構造情報を表す画像と、機能情報を表す画像を生成する。

異なる波長のパルス光を照射して機能情報を算出する場合、測定位置が大きく異なると、算出精度が低下してしまう。そのため、本発明においては、各パターンにおいてそれぞれ対応する測定位置が、前述したように、距離 d 以内にあることが重要となる。このような測定位置パターンを用いて測定を行うことで、機能情報の精度を維持したまま、構造情報に発生する再構成アーティファクトを軽減させることができる。すなわち、構造情報の精度と、機能情報の精度とを両立させることができる。

【 0 0 5 3 】

(第二の実施形態)

第一の実施形態では、らせん状の測定位置パターンを用いて被検体に対する測定を行った。これに対し、第二の実施形態は、直線状の測定位置パターンを用いて測定を行う実施形態である。

図 5 は、本実施形態における測定位置パターンの例を示した図である。第二の実施形態では、第一の測定位置パターンが、図 5 (a) に示したものとなり、第二の測定位置パターンが、図 5 (b) に示したものとなるように、制御部 3 が、支持体 1 3 の移動経路と測定タイミングを制御する。

【 0 0 5 4 】

第一の測定位置パターンと、第二の測定位置パターンとの間には、第一の実施形態と同様の関係がある。すなわち、第一の測定位置パターンに含まれる、隣接する測定位置間の最大距離を d とした場合に、第一の測定位置パターンに含まれる測定位置と、当該測定位

10

20

30

40

50

置に対応する、第二の測定位置パターンに含まれる測定位置が、 d 以内の距離にある。

図 6 (c) は、第一の測定位置パターンと第二の測定位置パターンを重ねたものである。図から分かるように、二つのパターンを比べると、各測定位置は、距離 d 以下の平行移動によって一致する。

【 0 0 5 5 】

第二の実施形態においても、第一の実施形態と同様に、機能情報の精度を維持したまま、構造情報に発生する再構成アーティファクトを軽減させるという効果を得ることができる。

【 0 0 5 6 】

(実施例 1)

第一の実施形態を適用した、光音響測定装置の具体的な実施例について説明する。

実施例 1 に係る光音響測定装置では、光源 1 として、2 倍波の Y A G レーザ励起の T i : s a レーザシステムを用いた。T i : s a レーザは、7 0 0 - 9 0 0 n m の間の波長の光を被検体へ照射することができる。なお、レーザ光はミラーとビームエキスパンダーなどの光学系 1 1 を用いて、半径約 1 c m 程度まで広げた後に、被検体 2 1 の表面に照射されるようにセットした。

また、音響波受信素子 1 2 として、半球状の支持体 1 3 上に 5 1 2 個のピエゾ素子をスパイラル状に配置した。この半球状の支持体 1 3 は、X Y 方向に移動する移動部 1 4 により、被検体に対して移動可能に構成される。

また、信号処理部 2 は、5 1 2 個の音響波受信素子から出力された信号を同時に受信し、増幅およびデジタル変換を施した後に、制御部 3 へ転送する機能を有する。信号処理部 2 は、光照射のタイミングを受信開始タイミングとし、2 0 M H z のサンプリング周波数で光音響信号の取得を行う。

【 0 0 5 7 】

被検体 2 1 は、生体を模擬した半球状のファントムであり、散乱体としての酸化チタンと、吸収体としての血液の吸収スペクトルを模擬した 2 種類のインクが混ぜられたウレタンゴムから構成される。また、この半球状のウレタンファントム内の中心には直径 0 . 5 m m の球状の黒色ゴムが光吸収体 2 2 として埋め込まれている。ファントムのサイズは、直径 8 0 m m である。また、このウレタンファントムは、透明なプラスチックカップで固定され、音響マッチング部材である水を介して音響波受信素子 1 2 と接触している。

【 0 0 5 8 】

実施例 1 では、当該ファントムに、2 台の T i : s a レーザを用いて、波長 7 5 6 n m と 7 9 7 n m の光を 1 0 H z で交互に照射し、測定位置パターンが、図 3 に示したものとなるように、支持体 1 3 をそれぞれ走査した。具体的には、波長 7 5 6 n m に対応する測定位置パターンが、図 3 (a) に示したものとなり、波長 7 5 6 n m に対応する測定位置パターンが、図 3 (b) に示したものとなるようにし、それぞれ得られた複数の光音響信号を制御部 3 に保存した。

【 0 0 5 9 】

また、波長 7 5 6 n m のパルス光を照射して得られた光音響信号を用いて、バックプロジェクション法によって、第一の画像を生成した。ここで得られた画像は、被検体内の初期音圧分布を表す画像である。

また、波長 7 9 7 n m のパルス光を照射して得られた光音響信号を用いて、バックプロジェクション法によって、第二の画像を生成した。ここで得られた画像も、被検体内の初期音圧分布を表す画像である。

【 0 0 6 0 】

次に、第一の画像と第二の画像に対して、光量に応じた荷重平均をとり、第三の画像を生成した。第三の画像は、光吸収体の構造情報を示す画像である。第三の画像と、第一および第二の画像の C N R を算出すると、第三の画像の方が約 2 倍、C N R が増加するという結果が得られた。

【 0 0 6 1 】

10

20

30

40

50

次に、第一の画像と第二の画像の比と、2種類のインクの吸収スペクトルを用いて、2つのインクの濃度比を表す画像を生成した。ここで生成された画像は、光吸収体の機能情報を示す第四の画像である。この結果、光吸収体を構成しているインクの濃度比とほぼ同一の濃度比が算出された。

【0062】

(実施例2)

実施例2は、第二の実施形態を適用した、光音響測定装置の具体的な実施例である。実施例2に係る光音響測定装置の装置構成は、以下に説明する点を除き、実施例1と同一である。また、実施例2で使用するファントムは、実施例1と同一である。

【0063】

実施例2では、アレキサンドライレーザを用いて、波長755nmと797nmの光を交互に照射し、測定位置パターンが、図5に示したものとなるように、支持体13をそれぞれ走査した。具体的には、波長755nmに対応する測定位置パターンが、図5(a)に示したものとなり、波長797nmに対応する測定位置パターンが、図5(b)に示したものとなるようにし、それぞれ得られた複数の光音響信号を制御部3に保存した。

【0064】

そして、波長755nmのパルス光を照射して得られた光音響信号を用いて、モデルベース画像再構成法を用いて、画像を生成した。ここで得られた画像は、被検体内の初期音圧分布を表す画像である。次に、ファントムの形状、光照射パターン、各光照射における照射光量、ファントムの光学係数を用いて、各光照射における光量分布を求めた。そして、当該光量分布と初期音圧分布である画像から、被検体内の吸収係数分布を示す画像(第一の画像)を生成した。

【0065】

次に、波長797nmのパルス光を照射して得られた光音響信号を用いて、モデルベース画像再構成法を用いて、画像を生成したのち、同様の方法によって、被検体内の吸収係数分布を示す画像(第二の画像)を生成した。

【0066】

次に、第一の画像と第二の画像の平均をとることで、第三の画像を生成した。第三の画像と、第一および第二の画像のCNRを算出すると、第三の画像の方が約2倍、CNRが増加するという結果が得られた。

【0067】

次に、第一の画像と第二の画像の比と、2種類のインクの吸収スペクトルを用いて、2つのインクの濃度比を表す画像を生成した。ここで生成された画像は、光吸収体の機能情報を示す第四の画像である。この結果、光吸収体を構成しているインクの濃度比とほぼ同一の濃度比が算出された。

【0068】

(実施例3)

実施例3は、測定に用いるパルス光の波長が4波長である場合の例である。実施例3に係る光音響測定装置の装置構成は、光源1が、4つの波長のパルス光を選択的に出射可能であるという点を除き、実施例1と同一である。また、実施例3で使用するファントムは、実施例1と同一である。

【0069】

実施例3ではまず、ファントムに、Ti:sレーザから波長700nmの光を照射し、測定位置パターンが、図3(a)に示したものとなるように、支持体13を走査した。そして、得られた時系列の光音響信号を制御部3に保存した。

続いて、波長730nm、756nm、797nmの光を用いて、同様に測定を行った。各波長で用いる測定位置パターンは、図3(a)に示したパターンを、走査中心からそれぞれ5度、10度、15度ずつ傾けたものを用いた。そして、それぞれ得られた時系列の光音響信号を制御部3に保存した。

【0070】

10

20

30

40

50

次に、各波長に対応する光音響信号を用いて、バックプロジェクション法によって、各波長に対応する画像を生成した。ここで得られた4つの画像は、被検体内の初期音圧分布を表す画像である。

次に、各波長に対応する4つの画像の平均を取り、光吸収体の構造情報を示す第三の画像を生成した。なお、この画像のCNRは、各波長の画像のCNRよりも約2倍高いものであった。

次に、実施例1と同様に、各波長に対応する画像に基づいて、2つのインクの濃度比を表す画像を生成した。ここで生成された画像は、光吸収体の機能情報を示す第四の画像である。この結果、光吸収体を構成しているインクの濃度比とほぼ同一の濃度比が算出された。

10

【0071】

以上、実施例1～3によれば、複数の波長を用いて光音響信号を取得し、被検体内部の構造情報画像および機能情報画像を生成する光音響測定装置において、従来例と比較してより精度よく情報を得られることがわかった。

【0072】

(変形例)

なお、各実施形態(実施例)の説明は本発明を説明する上での例示であり、本発明は、発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更または組み合わせる実施することができる。

例えば、本発明は、上記処理の少なくとも一部を含む光音響装置として実施することもできる。また、上記処理の少なくとも一部を含む光音響装置の制御方法として実施することもできる。上記処理や手段は、技術的な矛盾が生じない限りにおいて、自由に組み合わせる実施することができる。

20

【0073】

また、各実施形態(実施例)では、第一の波長を用いた測定と、第二の波長を用いた測定を順番に行ったが、パルス光を照射するごとに、波長を切り替えるようにしてもよい。パルス光の照射間隔よりも短い時間で光の波長を切り替えられる光源、あるいは複数の光源があれば、このような形態を採用することもできる。この場合、各測定位置において、対応する波長で測定を順次行った後、取得した光音響信号に基づいて、波長ごとに画像を再構成すればよい。

【0074】

30

また、各実施形態(実施例)では、測定に用いるパルス光の波長が2波長および4波長である場合を例示したが、波長の数はこれ以外であってもよい。測定位置パターンに含まれる測定位置が波長ごとに異なれば、発明の効果を得ることができる。

【0075】

また、各実施形態(実施例)では、第一の測定位置パターンを回転移動または平行移動させたものを第二の測定位置パターンとしたが、これらに限られない。例えば、測定位置パターンはそのままとし、含まれる測定位置のみを移動してもよい。

【0076】

また、各実施形態(実施例)では、被検体内の情報を画像で出力する装置を挙げたが、被検体内の情報は、例えば数値など、画像以外で出力されてもよい。

40

【0077】

本発明は、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。また、1以上の機能を実現する回路(例えば、FPGAやASIC)によって実行することもできる。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

50

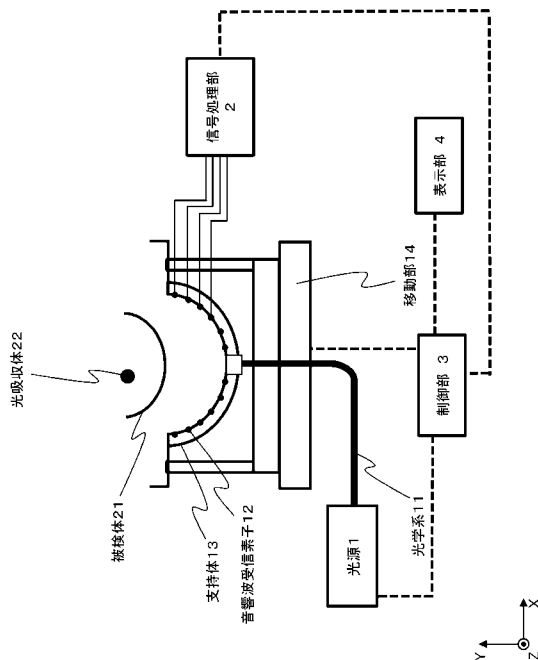
て、上記コンピュータ（CPU、MPU等のデバイスを含む）、上記方法、上記プログラム（プログラムコード、プログラムプロダクトを含む）、上記プログラムを非一時的に保持するコンピュータ読取可能な記録媒体は、いずれも本発明の範疇に含まれる。

【符号の説明】

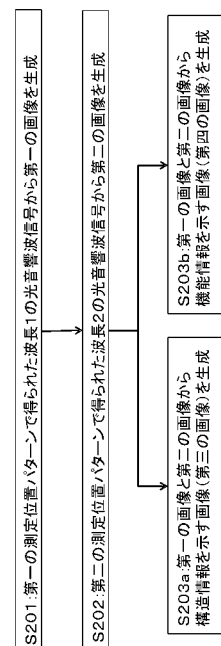
【0078】

1・・・光源、2・・・信号処理部、3・・・制御部、12・・・音響波受信素子、13・・・支持体、14・・・移動部

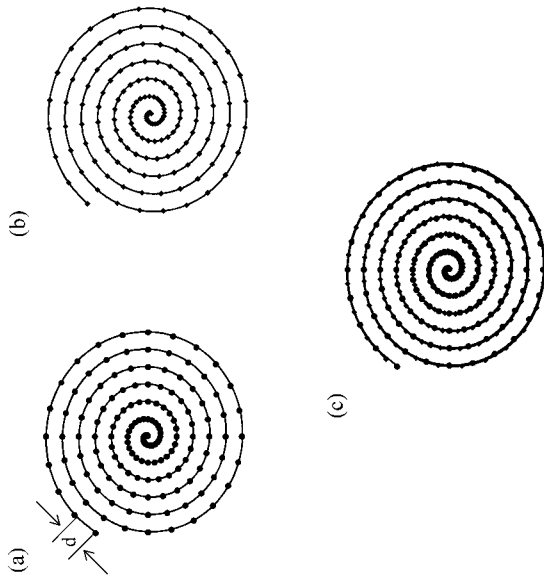
【図1】



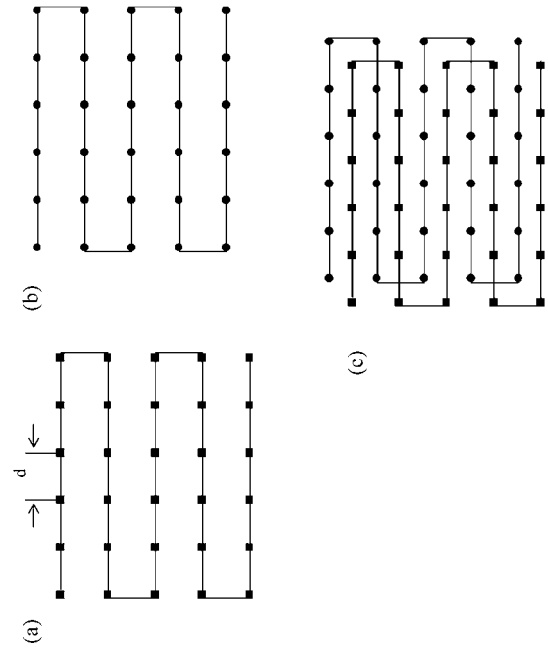
【図2】



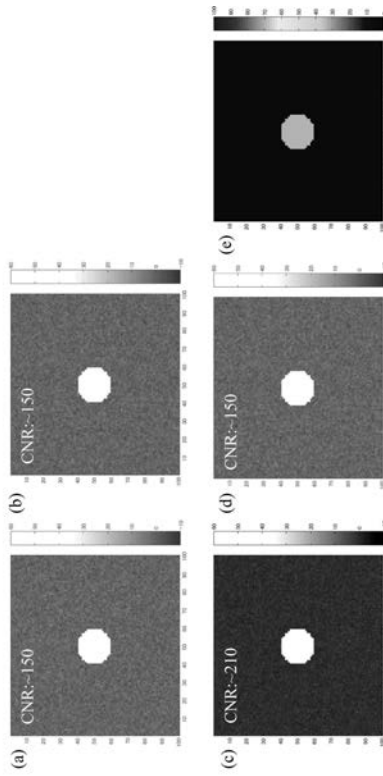
【 図 3 】



【 図 5 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 福谷 和彦

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 七海 隆一

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

Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 BC13 CA04 DB03 EA04 EA10 GF31

4C601 BB09 DD08 DE16 EE04 EE09 HH14 JB34 JB48