

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6000778号
(P6000778)

(45) 発行日 平成28年10月5日(2016.10.5)

(24) 登録日 平成28年9月9日(2016.9.9)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/13 (2006.01) A 6 1 B 8/13

請求項の数 10 (全 13 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2012-208123 (P2012-208123) | (73) 特許権者 | 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24年9月21日(2012.9.21) | (74) 代理人 | 100085006 弁理士 世良 和信 |
| (65) 公開番号 | 特開2014-61137 (P2014-61137A) | (74) 代理人 | 100100549 弁理士 川口 嘉之 |
| (43) 公開日 | 平成26年4月10日(2014.4.10) | (74) 代理人 | 100106622 弁理士 和久田 純一 |
| 審査請求日 | 平成27年9月17日(2015.9.17) | (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および被検体情報取得装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に光を照射し、前記被検体内で発生する音響波を受信し、当該音響波に基づいて、前記被検体内部の情報取得する被検体情報取得装置であって、

前記被検体に照射される光であって、前記被検体から音響波を発生させるための第一の照射光を発生させる第一の光源と、

前記被検体に照射される第二の照射光を発生させる第二の光源と、

前記第一の光源と接続され、前記第一の照射光を被検体に導く第一の照明光学系と、

前記第二の光源と接続され、前記第二の照射光を被検体に導く第二の照明光学系と、

光センサを含み、被検体に照射された前記第二の照射光の、前記被検体による反射光の強度信号を取得する光センサ手段と、

前記光センサ手段が取得した反射光の強度信号に基づいて、前記第一の照射光の照射可否を決定する制御装置と、を有し、

前記第二の照明光学系は、前記第一の照明光学系が使用する光学部材の少なくとも一部を共有する

ことを特徴とする、被検体情報取得装置。

【請求項2】

前記制御装置は、前記光センサ手段が取得した反射光の強度信号が、所定の範囲を示すものである場合に、前記第一の照射光の照射を可能にする

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】

前記所定の範囲の上限値は、前記第一の照射光の前記被検体表面での反射光が安全上許容できない強度であることを示す値である

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】

前記第一の照射光の出射口と、前記第二の照射光の出射口が同一である

ことを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 5】

前記第二の光源は、前記第二の照射光を所定の変調パターンによって変調する変調手段をさらに含み、

前記光センサ手段は、前記光センサが検出した光の強度信号から、前記変調パターンと一致する信号を取得することで、前記第二の照射光の、前記被検体による反射光の強度信号を取得する

ことを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

被検体に光を照射し、前記被検体内で発生する音響波を受信し、当該音響波に基づいて、前記被検体内部の情報を取得する被検体情報取得装置の制御方法であって、

前記被検体に照射される光であって、前記被検体から音響波を発生させるための第一の照射光を発生させ、前記第一の照射光を、照明光学系を経由して前記被検体に照射するステップと、

前記被検体に照射する第二の照射光を発生させ、前記第二の照射光を、前記第一の照射光が経由する前記照明光学系の少なくとも一部を経由して前記被検体に照射するステップと、

光センサによって、前記被検体に照射された前記第二の照射光の、前記被検体による反射光の強度信号を取得し、前記取得した強度信号に基づいて、前記第一の照射光の照射可否を決定するステップと、

を含むことを特徴とする、被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 7】

前記第一の照射光の照射制御を行うステップにおいて、前記反射光の強度信号が、所定の範囲を示すものである場合に、前記第一の照射光の照射を可能にする

ことを特徴とする、請求項 6 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 8】

前記所定の範囲の上限値は、前記第一の照射光の前記被検体表面での反射光が安全上許容できない強度であることを示す値である

ことを特徴とする、請求項 7 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 9】

前記第二の照射光を照射するステップにおいて、前記第二の照射光を、前記第一の照射光と同一の出射口から前記被検体に照射する

ことを特徴とする、請求項 6 から 8 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 10】

前記第二の照射光を照射するステップにおいて、前記第二の照射光を所定の変調パターンによって変調し、

前記第一の照射光の照射制御を行うステップにおいて、前記光センサが検出した光の強度信号から、前記変調パターンと一致する信号を抽出することで、前記第二の照射光の、前記被検体による反射光の強度信号を取得する

ことを特徴とする、請求項 6 から 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、被検体の表面および内部の成分または形状を観測するための技術に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

生体にレーザ光を照射することで、生体内部でレーザ照射に起因する超音波（光音響波）を発生させ、当該光音響波を解析することで、生体表面および内部の構造または状況を解析する技術が考案されている。これは、光音響波計測とも呼ばれ、非侵襲で検査が行えるため、人体内部の検査のために医療転用する動きもみられている。また、乳がんの検査、診断を目的としたX線マンモグラフィが知られているが、非特許文献1に示すように、乳がん検診を目的とした手動走査型の光音響測定装置も開発されている。

10

【 0 0 0 3 】

レーザ光に代表される計測光は、被検体の内部で伝播および拡散する際に減衰するため、被検体の生体深部へ計測光を到達させるためには、被検体表面に十分な光量を照射する必要がある。また、計測光は一般的に高エネルギーであるため、手動走査型の光音響測定装置においては、被検体以外に対する計測光の照射を防止しなければならない。

例えば、特許文献1には、一般のレーザ治療器において、皮膚と器具との接触を検知してレーザ光の照射を行う技術が開示されている。特許文献1に記載の技術を光音響測定装置に応用することで、被検体以外に対する計測光の照射を防ぐことができる。

【先行技術文献】

【非特許文献】

20

【 0 0 0 4 】

【非特許文献1】S.A.Ermilov et al., Development of laser optoacoustic and ultrasonic imaging system for breast cancer utilizing handheld array probes, Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2009, Proc.of SPIE vol.7177, 2009.

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【特許文献1】特開平9 - 2 5 3 2 2 4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 】

30

前述したように、被検体以外に対する計測光の照射を防ぐためには、接触センサなど、プローブが被検体に接触していることを検知する手段を用いることが考えられる。しかし、接触を検知して照射光の照射制御を行うようにすると、プローブと被検体とを完全に密着させなければならなくなるため、表面に凹凸がある被検体に対して測定が行えなくなってしまう。プローブと被検体とが完全に密着していなくても、間から漏れる照射光が人体にとって安全なレベルであれば、測定を可能にすることが望ましい。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記課題に鑑み、プローブと被検体との間から漏れる照射光が、安全なレベルであるかを判定したうえで照射光の照射制御を行うことができる被検体情報取得装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記課題を解決するために、本発明に係る被検体情報取得装置は、
被検体に光を照射し、前記被検体内で発生する音響波を受信し、当該音響波に基づいて、前記被検体内部の情報を取得する被検体情報取得装置であって、前記被検体に照射される光であって、前記被検体から音響波を発生させるための第一の照射光を発生させる第一の光源と、前記被検体に照射される第二の照射光を発生させる第二の光源と、前記第一の光源と接続され、前記第一の照射光を被検体に導く第一の照明光学系と、前記第二の光源と接続され、前記第二の照射光を被検体に導く第二の照明光学系と、光センサを含み、被検体に照射された前記第二の照射光の、前記被検体による反射光の強度信号を取得する光

50

センサ手段と、前記光センサ手段が取得した反射光の強度信号に基づいて、前記第一の照射光の照射可否を決定する制御装置と、を有し、前記第二の照明光学系は、前記第一の照明光学系が使用する光学部材の少なくとも一部を共有することを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る被検体情報取得装置の制御方法は、

被検体に光を照射し、前記被検体内で発生する音響波を受信し、当該音響波に基づいて、前記被検体内部の情報を取得する被検体情報取得装置の制御方法であって、前記被検体に照射される光であって、前記被検体から音響波を発生させるための第一の照射光を発生させ、前記第一の照射光を、照明光学系を経由して前記被検体に照射するステップと、前記被検体に照射する第二の照射光を発生させ、前記第二の照射光を、前記第一の照射光が
10
經由する前記照明光学系の少なくとも一部を経由して前記被検体に照射するステップと、光センサによって、前記被検体に照射された前記第二の照射光の、前記被検体による反射光の強度信号を取得し、前記取得した強度信号に基づいて、前記第一の照射光の照射可否を決定するステップと、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、プローブと被検体との間から漏れる照射光が、安全なレベルであるかを判定したうえで照射光の照射制御を行うことができる被検体情報取得装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0011】

【図1】第一の実施形態に係る光音響測定装置の構成を模式的に示したブロック図。

【図2】レーザー光と評価光の光軸を合流させる方法を説明する図。

【図3】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4】プローブの被検体への接触パターンを説明するための図。

【図5】被検体との距離と、反射光の強度との関係を示す図。

【図6】レーザー光およびLED光の発光タイミングチャート。

【図7】第二の実施形態に係る光音響測定装置の構成を模式的に示したブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

30

以下、図面を参照しつつ、本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、同一の構成要素には原則として同一の参照番号を付して、説明を省略する。

【0013】

(第一の実施形態)

<システム構成>

まず、図1を参照しながら、第一の実施形態に係る光音響測定装置の構成を説明する。本発明の第一の実施形態に係る光音響測定装置は、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目的として、被検体である生体の情報を画像化する光音響イメージング装置である。生体の情報とは、光照射によって生じた音響波の発生源分布であり、生体内の初期音圧分布、あるいはそこから導かれる光エネルギー吸収密度分布である。
40

【0014】

本発明の第一の実施形態に係る光音響測定装置は、レーザー光源1、バンドルファイバ2、光音響プローブ7、制御装置9、LED光源10、処理装置13、モニタ14から構成される。以下、第一の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、被検体を計測する方法について概要を説明する。

【0015】

<<レーザー光源1>>

レーザー光源1は、被検体である生体に照射する近赤外線を発生させる手段である。

レーザー光源1からは、生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発生させることが好ましい。具体的には、数ナノから数百ナノ秒オーダーのパルス光
50

を発生可能なパルス光源が好ましい。光源としては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。レーザーを用いる場合、固体レーザー、ガスレーザー、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することができる。

レーザー光源 1 が本発明における第一の光源であり、レーザー光源 1 によって発せられたレーザー光が本発明における第一の照射光である。

なお、本実施形態では単一の光源を用いているが、複数の光源を用いても良い。複数の光源を用いる場合は、生体に照射する光の照射強度を上げるため、同じ波長を発振する光源を複数用いても良いし、光学特性値分布の波長による違いを測定するために、発振波長の異なる光源を複数個用いても良い。なお、光源として、発振する波長の変換可能な色素や O P O (O p t i c a l P a r a m e t r i c O s c i l l a t o r s) を用いれば、光学特性値分布の波長による違いを測定することも可能になる。

10

【 0 0 1 6 】

また、使用する波長は、生体内において吸収が少ない 7 0 0 n m から 1 1 0 0 n m の領域であることが好ましい。ただし、比較的生体表面付近の生体組織の光学特性値分布を求める場合は、上記の波長領域よりも範囲の広い、例えば 4 0 0 n m から 1 6 0 0 n m の波長領域を使用することも可能である。前記範囲内の光のうち、測定対象とする成分により特定の波長を選択するとよい。

また、レーザー光源は通常、照射周波数が決まっている。これは、所望の強度のパルス光を継続的に照射するために、設計値として定められる。照射周波数は、単位時間に行える超音響測定の回数に影響するため、高いほど好ましい。本実施形態においては、レーザー光源の照射周波数は 1 0 H z とする。

20

レーザー光源 1 によって発せられた光（以下、レーザー光）は、接続されたバンドルファイバ 2 によって超音響プローブ 7 へ導かれる。

【 0 0 1 7 】

<<バンドルファイバ 2>>

バンドルファイバ 2 は、光源で発生したレーザー光を超音響プローブ 7 まで導くための光ファイバの集合体である。本実施形態においては、レーザー光の伝達にバンドルファイバを使用しているが、レーザー光の伝達は、遮光筒と反射ミラーの組み合わせによって行ってもよい。光源によって発せられたレーザー光を超音響プローブまで導くことができれば、どのようなものが使用されてもよい。本実施形態では、照明光学系が二系統あるため、入射されたレーザー光も、バンドルファイバによって二系統に振り分けられる。

30

【 0 0 1 8 】

次に、超音響プローブ 7 の構成について説明する。超音響プローブ 7 は、ハウジング 6 と、ハウジング 6 の中に収納された照明光学系 3 a および 3 b、超音波探触子 4、出射端 5 a および 5 b、光センサ 8 a および 8 b から構成される。

なお、実施形態の説明において、照明光学系 3 とは照明光学系 3 a および 3 b、出射端 5 とは出射端 5 a および 5 b、光センサ 8 とは光センサ 8 a および 8 b の総称である。

【 0 0 1 9 】

<<照明光学系 3>>

照明光学系 3 a および 3 b は、入射されたレーザー光のビーム成形を行う手段である。具体的には、所望のビーム形状、光強度分布を得られるように、レンズや拡散板などで構成された光学部材である。本実施形態においては、照明範囲を広げる拡大光学系と、急激なレーザー強度分布を防止するための拡散板とで構成されている。

40

本実施形態においては、超音響プローブ 7 の内部に照明光学系が配置されているが、バンドルファイバ 2 よりも光源側に照明光学系が配置される構成であっても良いし、複数箇所照明光学系を配置し、ビーム成形工程を複数箇所に分けて行う構成であっても良い。

成形されたレーザー光は、ハウジング 6 に設けられた開口部（本発明における出射口）である出射端 5 a および 5 b から出射され、被検体へ照射される。

【 0 0 2 0 】

照射されたレーザー光が被検体内で拡散し、被検体の内部を伝搬した光のエネルギーの一

50

部が血管などの光吸収体に吸収されると、熱膨張により当該光吸収体から音響波が発生する。すなわち、レーザー光を吸収することにより、光吸収体の温度が上昇し、その結果体積膨張が起こり、音響波が発生する。この現象は一般に、光音響効果と呼ばれる。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、光超音波などと呼ばれる音響波を含む。

【0021】

<<超音波探触子4>>

音響波探触子4は、被検体である生体内部で発生または反射した音響波を検出し、アナログの電気信号に変換する手段である。生体から発生する音響波は、100KHzから100MHzの超音波であるため、超音波探触子4には上記の周波数帯を受信できる超音波検出器を用いる。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である。音響波信号を検知できるものであれば、どのような検出器を用いてもよい。

10

【0022】

超音波探触子4によって変換された電気信号は、処理装置5にて画像データに変換される。このように光音響波を取得し、解析することで、被検体情報を可視化することができる。可視化の対象となる被検体情報とは、被検体内部の光音響波の発生源分布や、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、光吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布である。物質の濃度分布とは、例えば酸素飽和度分布や酸化・還元ヘモグロビン濃度分布などである。生成された画像データは、モニタ14に表示され、利用者に提示される。

20

【0023】

<<LED光源10>>

本実施形態に係る光音響測定装置は、上記構成に加えてさらにLED光源10を有する。LED光源10は、レーザー光を模した評価用の光（以下、評価光）を発する光源であり、本実施形態では、当該評価光を用いて、レーザー光が光音響プローブ（以下、単にプローブと称する）の外への程度漏れるかを判定する。LED光源10が本発明における第二の光源であり、LED光源10によって発せられた評価光が本発明における第二の照射光である。

評価光は、レーザー光の照射に先立って照射されるため、LED光源10は人体に対して安全なエネルギーレベルの光を発する光源であることが望ましい。また、安全上許容されるのであれば、評価用光源はLEDに限らず、固体レーザー、液体レーザー、ガスレーザーなど、別の発光方式を利用しても良い。

30

【0024】

評価光は、レーザー光と同様に、バンドルファイバ2で導光されるように配置されている。本実施形態では、レーザー光と評価光は、同じバンドルファイバを共有するため、LED光源10と、レーザー光源1からのバンドルファイバ2への光軸の入射角は、共にバンドルファイバ2の臨界角以内となっている。

なお、レーザー光と評価光の波長が大きく異なると、照明光学系で発生する収差などが影響するため、LED光源10が発する評価光の波長は、レーザー光源1が発するレーザー光の波長にできるだけ近いものとするのが好ましい。

40

また、レーザー光と評価光の光軸を合流させる方法に関しては、図2(a)に示すように、反射ミラーを用いても良いし、図2(b)に示すようにバンドルファイバ2の入り口を二股にしたものを用いて、バンドルファイバ内で光軸を合流させてもよい。

図2(a)に使用する反射ミラー100には、偏光ビームスプリッタや、コールドミラーを利用することができる。偏光ビームスプリッタを利用する場合は、レーザー光にはスプリッタを透過する偏光をかけ、評価光には反射する偏光をかけることで光軸を合流させることができる。また、本実施形態では、レーザー光は赤外線であるので、評価光の波長を可視光線領域に設定することで、コールドミラーやホットミラーを利用した光軸の合流も可能である。

50

【 0 0 2 5 】

評価光は、レーザ光と同様に、バンドルファイバによって二系統に振り分けられ、照明光学系 3 a および 3 b に入射される。そして、レーザ光と同様のビーム形成を経て、出射端 5 a および 5 b から出射され、被検体に照射される。

【 0 0 2 6 】

本実施形態では、評価光を用いてレーザ光の照射を再現するため、評価用光源による評価光が、被検体表面近傍においてレーザ光と相似な光量分布を生じさせることが重要である。そのため、レーザ光と評価光は同一の照明光学系を共有する。すなわち、照明光学系 3 が、本発明における第一の照明光学系および第二の照明光学系となる。

本実施形態において、LED光源 10 はバンドルファイバ 2 よりもレーザ光源 1 側、つまり本体側に配置しているが、LED光源 10 はプローブ内に配置しても良い。その場合は、評価光がファイバを介さずに、反射ミラーにより直接照明光学系 3 に入射する。また、図 2 (b) に示すようなバンドルファイバの分岐点と LED光源 10 をプローブ内に配置し、バンドルファイバ 2 の途中部分から光軸を合流させる方式であっても良い。

10

【 0 0 2 7 】

<<光センサ 8 >>

光センサ 8 a および 8 b は、評価光を検出するために、出射端 5 a および 5 b 付近にそれぞれ配置されたセンサである。光センサ 8 a および 8 b は、被検体内部で拡散、透過した評価光、および被検体の表面で反射した評価光の強度信号を取得可能なように、位置および対象の波長がチューニングされており、出射端 5 a および 5 b 付近に複数個ずつ配置されている。

20

【 0 0 2 8 】

<<制御装置 9 >>

制御装置 9 は、光センサ 8 a および 8 b が取得した反射光の強度信号に基づいて、レーザ光の照射可否を決定する手段である。具体的な処理内容については後述する。

【 0 0 2 9 】

<レーザ光の照射処理>

以下、図 3 に示すフローチャートを参照しながら、本実施形態に係る光音響測定装置が行うレーザ光照射処理について説明する。ステップ S 1 ~ S 5 の処理は、評価光を照射することによってプローブと被検体との間で発生するレーザ光の漏れを予測し、レーザ光の照射可否を判断する処理である。レーザ光源 1 は周期的に発光するため、図 3 に示した処理も周期的に実行される。具体的には、前回のレーザ光の発光が終了してから、次の発光が行われるまでの間に繰り返し実行される。

30

【 0 0 3 0 】

まず、ステップ S 1 で、制御装置 9 が、LED光源 10 を制御して評価光を被検体に照射する。

そして、ステップ S 2 で、制御装置 9 が、光センサ 8 a および 8 b が取得した反射光の強度信号から、反射光の光強度値を取得する。得られる光強度値は、照明領域（被検体上で評価光が照射される領域）で反射した評価光の反射光量である。

次に、ステップ S 3 で、制御装置 9 が、当該光強度値に基づいてレーザ光照射の可否を判断する。なお、本実施形態では照明光学系が二系統あるため、レーザ光照射の可否判断も二系統それぞれについて行われる。

40

【 0 0 3 1 】

ステップ S 3 で行う判断処理、すなわち反射した評価光の光強度値に基づいてレーザ照射の可否を判定する処理について、その考え方と、実装の一例を示す。

光センサ 8 a および 8 b が受光する光は、LED光源 10 から発せられた評価光が、照明領域で反射した光である。ここで、プローブと被検体との接触パターンについて、図 4 に示す 3 パターンを例示する。

【 0 0 3 2 】

図 4 (a) は、プローブが完全に被検体から離れているパターンを表している。この場

50

合、照射された評価光は反射によって返ってこない、もしくは遠くで反射され、拡散した光しか返ってこない。すなわち、光センサ 8 a および 8 b で検出される光の強度は、極めて微弱な値となる。

次に、図 4 (b) は、プローブと被検体が十分に密着しているパターンを表している。この場合は、照射された評価光は、被検体の内部で拡散および反射するため、光センサ 8 a および 8 b で検出される光の強度は、評価光の照射強度に対して弱い値となる。ただし、図 4 (a) に示したパターンの場合の強度に比べると、十分に大きな値となる。

最後に、図 4 (c) は、プローブの一部が被検体から浮いているパターンを表している。この場合は、一部、被検体内で反射した光が検出されるが、主に検出されるのは被検体の表面で反射した光となる。被検体の表面で反射した光の強度は、被検体内での反射光 (図 4 (b) のパターン) に対して、十分に大きな値となる。プローブ全体が被検体から若干浮いている場合も同様である。

【 0 0 3 3 】

以上の三パターンについて、それぞれレーザ光の照射可否を判定するため、下記に示す二つの値を所定の閾値として用いる。

閾値 1 (以下、 P 1) : 被検体内部にて反射する評価光の強度値のとりうる下限値

閾値 2 (以下、 P 2) : 安全上、許容されるレーザ光強度の上限値に基づいた値

【 0 0 3 4 】

P 1 は、プローブを被検体に密着させた状態で評価光を照射した場合の、被検体内部にて反射した評価光の強度値を表す値である。被検体内部にて反射した光の強度は、測定部位や被検者の年齢等によって異なるため、P 1 は、想定される反射光の強度の範囲のうち、最も低い値を採用することが好ましい。

次に、P 2 の設定値について、一例を説明する。

生体に照射できる光強度の指標として、生体表面に照射可能な最大許容照射量 (Maximum Permissible Exposure; MPE) がある。MPE の具体的な値は、国際電気標準会議 (International Electro-technical Commission、略称 IEC) の 60825-1 「レーザ機器及びその使用者のための安全指針」に規定されている。また、IEC に準じる日本工業規格 (JIS) の JIS C 6802 「レーザ製品の安全基準」においても規定されている。

MPE は単位面積当たりの放射量である放射照度の最大値であり、人体の部位別に指定されている。特に網膜は他の組織に比べて影響を受けやすいため、厳しい MPE 値が設定されている。手動走査型のプローブは、レーザ光の出射方向が自由に換えられるため、閾値 P 2 には、人体に対する MPE のうち最も厳しい値を採用することが好ましい。本実施形態では、P 2 の設定値を、網膜に対する MPE に基づいて設定する。

【 0 0 3 5 】

なお、光センサ 8 a および 8 b が受光するのはレーザ光ではなく評価光であるため、P 2 は、評価光の照射強度を、測定に用いるレーザ光の照射強度に換算して設定する必要がある。

本実施形態では、評価光とレーザ光とが照明光学系を共有している。よって、被検体近傍での光量分布が相似するため、単純に係数をつけることで光量の換算ができる。

評価光とレーザ光の照射エネルギーの比率が 1 : N、実施形態に係る照射条件下での網膜が損傷する MPE が $M [J / m^2]$ であって、光センサの受光面積が $S [m^2]$ であるとき、P 2 の値は、数式 1 のようになる。

【 数 1 】

$$P2 = M \cdot \frac{S}{N} [J]$$

【 0 0 3 6 】

光センサ 8 a および 8 b が検出した反射光の強度 P と、プローブと被検体間の距離との関係をグラフにしたものが図 5 である。検出した反射光の強度が P であった場合の、レーザ光の照射可否判定条件は以下のようなになる。

10

20

30

40

50

(ケース1) P = P1の場合

プローブが被検体から完全に浮いていると判断し、レーザー光の照射を禁止する制御を行う。

(ケース2) P1 < P < P2の場合

プローブが被検体と完全に密着している、もしくは隙間があるが、漏れ光は安全なレベルであると判定し、レーザー光の照射を許可する制御を行う。

(ケース3) P = P2の場合

プローブと被検体は接近しているが、プローブが被検体から浮いており、強いレベルの照射漏れが発生していると判定し、レーザー光の照射を禁止する制御を行う。

本実施形態では、照明光学系および光センサが二系統あるため、レーザー光の照射可否判定は、各系統それぞれについて行われる。そして、どちらかが照射禁止と判定された場合は、制御装置9が、レーザー光源1に対して発光を停止させる制御を行う。

【0037】

図6は、以上に説明した制御を行った場合の、レーザー光および評価光の発光タイミングを表す図である。レーザー光の照射が行われる前に評価光の照射が毎回行われ、制御装置9が、レーザー光を発光しても問題ないと判断した場合に限って当該サイクルでのレーザー光の照射が行われる。

【0038】

以上に述べたように、本実施形態に係る光音響測定装置では、測定用のレーザー光と、漏れ光を検出するための評価光とが同一の照明光学系を経由することで、測定用のレーザー光を忠実に模擬した評価光を照射することができる。これにより、照明領域におけるレーザー光の反射具合を忠実に再現することができ、正確にレーザー光の漏れを推定することができるため、装置の安全性を飛躍的に高めることができる。また、評価光は安全なエネルギーレベルの光であるため、取扱いに留意する必要がないという利点がある。

【0039】

手動走査型の光音響計測装置においては、測定効率を追求することで、超音波探触子のサイズや照射光学系の開口サイズが大きくなり、プローブが大型化しがちである。一方で、人体の脇の下のように、測定部位によってはプローブを体に完全に密着させることが困難な部位も存在する。もし、接触センサなどを用いて照射可否を判定した場合は、このような場合に対応することができないが、本実施形態に係る光音響測定装置では、プローブ外へのレーザー光の漏れが十分に弱い場合であれば、測定を実施することができる。

このように、本実施形態に係る光音響測定装置は、プローブが被検体に密着しているか否かではなく、漏れ光が安全なレベルであるか否かによってレーザー光の照射制御を行うため、安全性と測定効率の向上とを両立させることができる。

【0040】

なお、第一の実施形態で説明した被検体とは、乳房などの生体であるが、本発明は、生体以外の様々なものを測定対象とする被検体情報取得装置に適用することもできる。また、第一の実施形態では、照明光学系および光センサを二系統使用したが、照明光学系および光センサは任意の個数を用いることができる。

また、第一の実施形態では、レーザー光および評価光は、互いに同じ照明光学系を経由して被検体に照射されるが、共有する照明光学系は一部のみであってもよい。例えば、光学部材内部でレーザー光および評価光の経路を合流させ、レーザーの強度分布を均一化するための拡散板のみを共有するようにしてもよい。また、レーザー光および評価光は、同一の照明光学系によって光束を形成した後、異なる出射端から出射されてもよい。レーザー光の照射範囲や光量分布を評価光によって擬似的に再現することができれば、照明光学系はどのように共有されてもよい。

【0041】

(第二の実施形態)

第一の実施形態では、光センサによって評価光の反射を検出している。しかし、反射光と同時に周囲の環境光が光センサに入射するため、評価光の波長によっては正確な反射光

10

20

30

40

50

量を得ることができないという問題がある。第二の実施形態は、これに対応するため、評価光に対して変復調を行う実施形態である。第二の実施形態に係る光音響測定装置の構成図を図7に示す。なお、第一の実施形態と同様の手段については、同じ符号を付して説明を省略する。

【0042】

第二の実施形態に係る光音響測定装置は、変調器11および復調器12をさらに有しているという点において、第一の実施形態と相違する。

【0043】

変調器11は、LED光源が発する評価光に対して変調をかける手段である。変調のパターンは、任意のものを使用することができる。また、復調器12は同期復調器であり、10 入力された信号を、変調器11と同じ変調パターンによって復調する手段である。すなわち、LED光源10および変調器11が本発明における第二の光源を構成し、光センサ8および復調器12が本発明における光センサ手段を構成する。

第二の実施形態では、ステップS3で制御装置9が光強度値の判定を行う際、復調器12によって復調された信号を対象として判定を行う。すなわち、環境光などの、変調器11によって変調されていない光の信号は、変調パターンが一致しないため、判定の対象とならない。よって、光センサ8に周囲の環境光が入射していた場合であっても、LED光源10から照射された評価光に対応する信号のみを抽出し、判定を行うことができる。

【0044】

第二の実施形態では、このように評価光に対して変調をかけ、同一パターンによって復調した光の強度信号のみを用いて判定を行う。これにより、評価用光源の波長を、測定用のレーザ光や、環境光と同じ領域の波長とすることが可能となり、選択の自由度が広がるという利点を得ることができる。20

【0045】

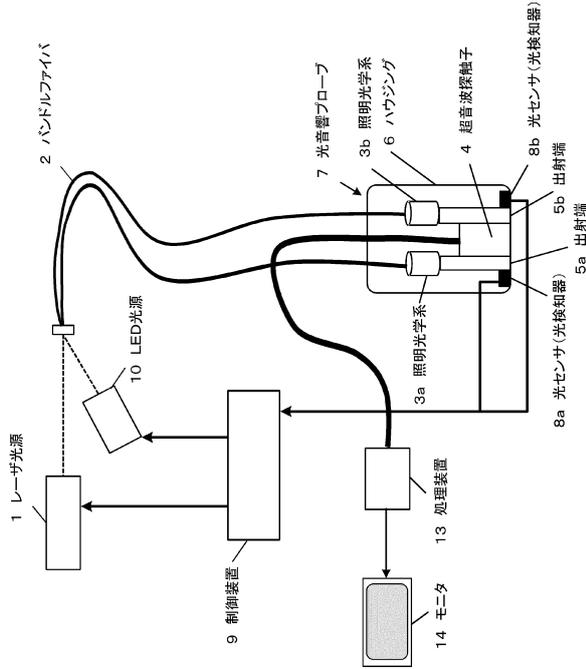
なお、各実施形態の説明は本発明を説明する上での例示であり、本発明は、発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更または組み合わせて実施することができる。本発明は、上記処理の少なくとも一部を含む被検体情報取得装置の制御方法として実施することもできるし、これらの方法を被検体情報取得装置に実行させるプログラムとして実施することもできる。上記処理や手段は、技術的な矛盾が生じない限りにおいて、自由に組み合わせて実施することができる。30

【符号の説明】

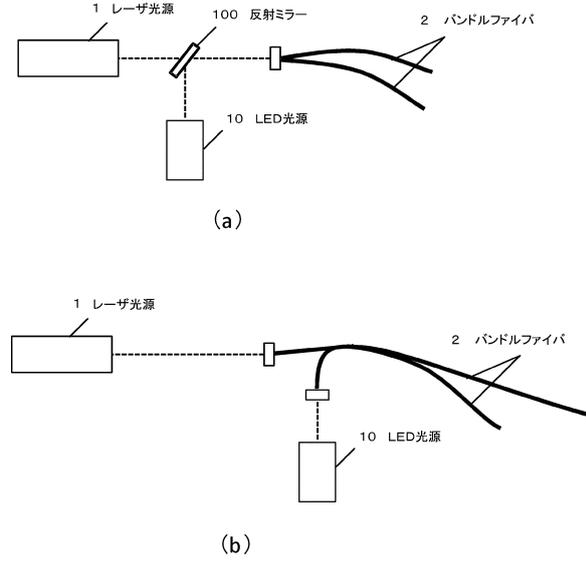
【0046】

1・・・レーザ光源、10・・・LED光源、3・・・照明光学系、8・・・光センサ、9・・・制御装置

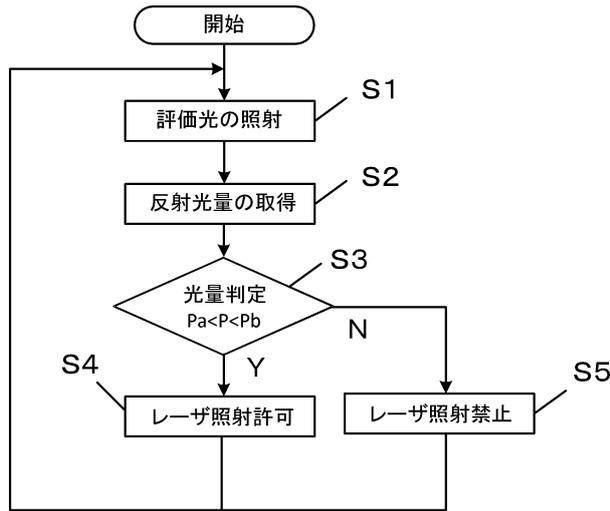
【図1】



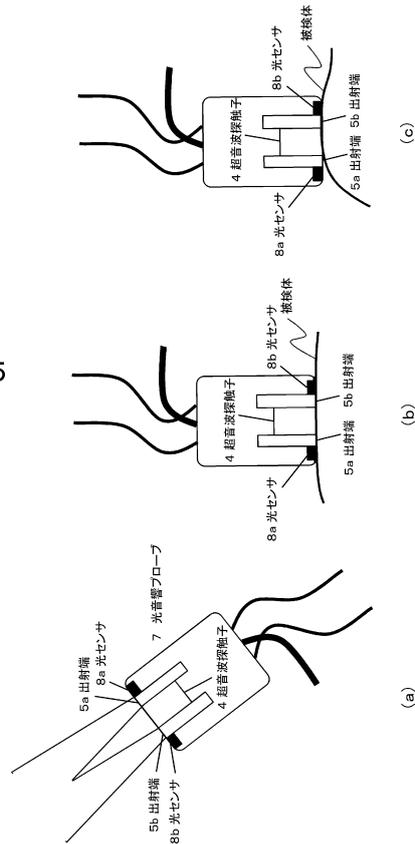
【図2】



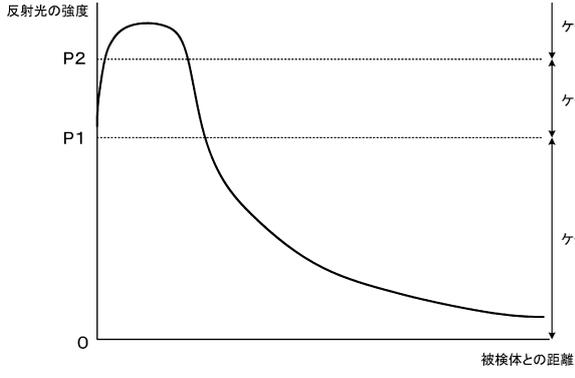
【図3】



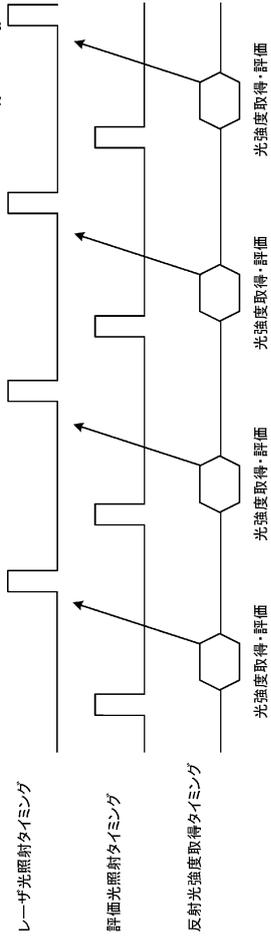
【図4】



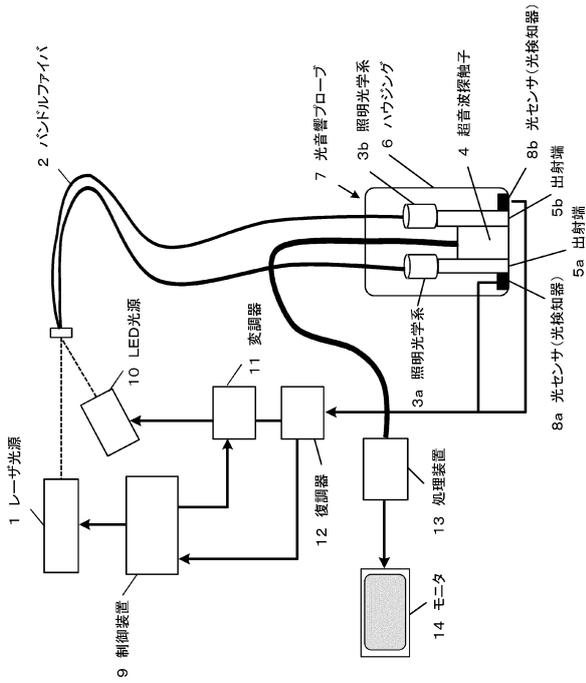
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 章
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

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2012-187389(JP,A)
特開2012-231978(JP,A)
特開2012-231980(JP,A)
国際公開第2012/114730(WO,A1)
国際公開第2012/114729(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15