

(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2016-209725

(P2016-209725A)

(43) 公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(51) Int.Cl.

A61B 8/13 (2006.01)

F1

A61B 8/13

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-182889 (P2016-182889)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成28年9月20日 (2016. 9. 20)		キヤノン株式会社
(62) 分割の表示	特願2012-67575 (P2012-67575) の分割	(74) 代理人	100126240
原出願日	平成24年3月23日 (2012. 3. 23)		弁理士 阿部 琢磨
(31) 優先権主張番号	特願2011-107254 (P2011-107254)	(74) 代理人	100124442
(32) 優先日	平成23年5月12日 (2011. 5. 12)		弁理士 黒岩 創吾
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	時田 俊伸
			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)	4C601 DE16 EE04 GA01 JB46 JB48 JC20

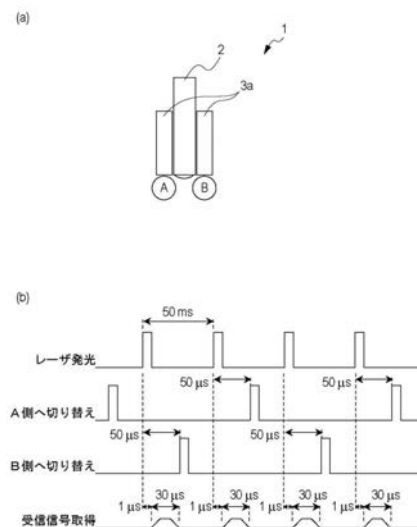
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置及び被検体情報取得方法

(57) 【要約】

【課題】 受信信号の取得時間を短くするために発光周波数を上げると露光量を下げることがあるためS N Rが低下する。

【解決手段】 本発明の被検体情報取得装置は、音響波を受信し電気信号に変換する受信器とパルス光を被検体表面の夫々異なる領域に照射するための第一の照射部及び第二の照射部とを有するプローブと、前記第一及び第二の照射部の夫々から前記被検体に連続してパルス光が照射されないようパルス光の照射位置を制御する制御部を有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の特性分布を取得する被検体情報取得装置であって、
パルス光を発生する光源と、

前記パルス光により被検体内で発生する音響波を受信し電気信号に変換する受信器と、
前記光源が発生したパルス光を被検体表面の夫々異なる領域に照射するための第一の照射部及び第二の照射部と、を有するプローブと、

前記電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する信号処理部と、

前記第一及び第二の照射部の夫々から前記被検体に連続してパルス光が照射されないよう前記パルス光の照射位置を制御する制御部と、

を有し、

前記信号処理部は、

前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、を平均化又は積算し、平均化された信号又は積算された信号を用いて前記被検体内の特性分布を取得する、又は、

前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と、前記第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と、を合成し、合成された分布を前記被検体内の特性分布として取得する

ことを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記第一及び第二の照射部は、前記受信器の側面に配置され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】

前記第一及び第二の照射部は、前記受信器に対して対称に配置されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記第一の照射部と前記第二の照射部とから、前記パルス光が交互に出射されるよう制御することを特徴とする請求項 1 乃至 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】

前記光源からのパルス光の光路を前記第一の照射部側と前記第二の照射部側とに切り替える切替え装置を有し、

前記制御部は、前記切替え装置を制御することで、前記照射位置を制御す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】

前記光源は、前記第一の照射部に伝播されるパルス光を発生する第一の光源と、前記第二の照射部に伝搬されるパルス光を発生する第二の光源と、からなり、

前記制御手段は、前記第一及び第二の光源の発光タイミングを制御することで前記照射位置を制御す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 7】

前記プローブは、前記パルス光を被検体に照射するための前記第一及び第二の照射部以外の照射部を更に有す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】

前記信号処理部は、各照射部の位置に応じて、前記各照射部から照射されたパルス光に起因する各電気信号の強度を補正す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。

【請求項 9】

前記第一及び第二の照射部は、前記受信器の一方の側面側に両方とも配置されることを

10

20

30

40

50

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 10】

光源が発生したパルス光を第一の照射部及び第二の照射部から被検体に照射し、前記パルス光の照射により被検体内で発生する音響波を受信した受信器から出力される電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する被検体情報取得方法であって、

前記電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する信号処理ステップと、

前記第一及び第二の照射部の夫々から前記被検体に連続してパルス光が照射されないよう前記パルス光の照射位置を制御する制御ステップと、

を有し、

前記信号処理ステップでは、

前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、を平均化又は積算し、平均化された信号又は積算された信号を用いて前記被検体内の特性分布を取得する、又は、

前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と、前記第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と、を合成し、合成された分布を前記被検体内の特性分布として取得する

ことを特徴する被検体情報取得方法。

【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及び被検体情報取得方法に関する。特に、被検体にパルス光を照射し、被検体内で発生する音響波を受信して被検体内の情報を取得する被検体情報取得装置及び被検体情報取得方法に関する。

【背景技術】

【0002】

がんに起因して発生する血管新生を特異的に画像化する方法として、光音響トモグラフィ（以下、PAT；Photoacoustic tomography）等の光音響イメージングが注目されている。PATはパルス光（近赤外線等）を生体等の被検体に照明し、生体内部から発せられる光音響波を受信して画像化する技術である。

【0003】

非特許文献 1 には、光音響イメージング技術を用いたハンドヘルド型の装置が開示されている。非特許文献 1 で述べられているハンドヘルド型光音響装置の模式図を図 7（a）に示す。図 7（a）において、光音響プローブ 101 は光音響波を受信するための受信器 102 をバンドルファイバ 103 の出射端 103a で挟むように固定している。光源 104 で発生したパルス光は、照明光学系 105 を介してバンドルファイバ 103 の入射端に入射し、バンドルファイバ 103 の出射端 103a からパルス光が被検体（不図示）に照射される。受信器 102 は、被検体内から発せられる光音響波を受信し受信信号に変換する。そして、超音波装置 100 の処理装置 106 は、受信信号の増幅やデジタル化を行い、その後、画像再構成を行なう。処理装置 106 は、生成した画像データをモニタ 107 に出力して光音響画像を表示する。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】Photons Plus Ultrasound：Imaging and Sensing 2009，Proc.of SPIE vol.7177，2009

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

光音響イメージング技術を用いた装置では、コントラストを向上させるために、受信信

10

20

30

40

50

号の SNR ($signal - to - noise \ ratio$) を向上させることが望ましい。そのために、受信信号の取得回数を増やして平均化させることによってノイズを低減させることが考えられる。ところが、単純に受信信号の取得回数を増やすと、その分だけ取得時間が延びてしまう。取得時間が長くなると、被検体と光音響プローブとの相対的な動きに伴う位置ズレ等が起こり画像の性能が低下する可能性がある。そのため、パルス光の照射周波数を上げることが考えられる。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、図 7 (b) に示すように、日本工業規格 (JIS) $C 6 8 0 2$ で皮膚に対する最大露光許容量 ($MPE ; Maximum \ Permissible \ Exposure$) が定められている。この規定によると、 MPE は照射周波数がおよそ 10 Hz 以下で最大となり、それ以上の周波数に上げるとすると、露光量は反比例して下げなければならない。なお、図 7 (b) は露光時間 10 秒以上、波長 800 nm で計算した結果である。そうすると、パルス光の照射面積が一定の場合、光音響波の初期音圧 $p = \mu a$ (μ : グリューナイゼン係数、 a : 吸収係数、 I : 光量) に従い、被検体内部の組織 (光吸収体) への光量 I が反比例に下がり、光音響波の初期音圧 p も反比例して下がる。例えば、被検体へのパルス光の照射周波数を 10 Hz から 20 Hz にした場合、照射密度 (単位面積当たりの照射光量) を半分にしなければならず、平均化によってノイズを低減させる代わりに、もともとの受信音圧を下げてしまう。被検体内では、指数関数的に光が減衰するため、特に、被検体深部には光が到達しづらくなる。その結果、 SNR 向上の効果が得られない。

【 0 0 0 7 】

本発明は以上の課題に鑑み、受信信号の取得時間を短くして SNR 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】

【 0 0 0 8 】

上記課題を解決するため、本発明の被検体情報取得装置は、被検体内の特性分布を取得する被検体情報取得装置であって、パルス光を発生する光源と、前記パルス光により被検体内で発生する音響波を受信し電気信号に変換する受信器と前記光源が発生したパルス光を被検体表面の夫々異なる領域に照射するための第一の照射部及び第二の照射部とを有するプローブと、前記電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する信号処理部と、前記第一及び第二の照射部の夫々から前記被検体に連続してパルス光が照射されないよう前記パルス光の照射位置を制御する制御部と、を有し、前記信号処理部は、前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、を平均化又は積算し、平均化された信号又は積算された信号を用いて前記被検体内の特性分布を取得する、又は、前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と、前記第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と、を合成し、合成された分布を前記被検体内の特性分布として取得することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の被検体情報取得方法は、光源が発生したパルス光を第一の照射部及び第二の照射部から被検体に照射し、前記パルス光の照射により被検体内で発生する音響波を受信した受信器から出力される電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する被検体情報取得方法であって、前記電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する信号処理ステップと、前記第一及び第二の照射部の夫々から前記被検体に連続してパルス光が照射されないよう前記パルス光の照射位置を制御する制御ステップと、を有し、前記信号処理ステップでは、前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号と、を平均化又は積算し、平均化された信号又は積算された信号を用いて前記被検体内の特性分布を取得する、又は、

前記第一の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と、前記第二の照射部から照射されたパルス光に起因する電気信号を用いて取得した分布と

、を合成し、合成された分布を前記被検体内の特性分布として取得することを特徴する。

【発明の効果】

【0010】

本発明により、受信信号の取得回数を増やしてS N Rを向上させることができ、さらにその取得時間を短くすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施形態1における装置構成を説明する模式図である。

【図2】本発明の実施形態1における光路の切替えタイミングを説明する図である。

【図3】本発明の実施形態1における光路の切替え方法を説明する図である。

10

【図4】本発明の実施形態1における光路の切替え方法を説明する図である。

【図5】本発明の実施形態2における光路の切替えタイミングを説明する図である。

【図6】本発明の実施形態3におけるプローブの構成を説明する模式図である。

【図7】背景技術を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明について図面を用いて説明する。本発明において、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。また、本発明の被検体情報取得装置は、被検体に光（可視光線や赤外線を含む電磁波）を照射することにより被検体内で発生した音響波を受信して、被検体情報を画像データとして取得する光音響効果を利用した装置を含む。

20

【0013】

取得される被検体情報とは、光照射によって生じた音響波の初期音圧分布、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等の、特性分布を示す。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。

【0014】

本発明では、光源から発せられたパルス光を一つの照射部まで伝搬させ、被検体からの音響波を受信器で受信する。次の発光では、異なる照射部からパルス光を照射し、音響波を受信器で受信する。このように、本発明ではパルス光の照射部を複数備え、1つの照射部から連続して被検体にパルス光を照射させない。ここで、本発明において「被検体に連続してパルス光が照射されない」とは、ある1つの照射部から被検体にパルス光が1回照射された時に、被検体への次のパルス光照射は別の照射部からされることを意味する。つまり、同じ照射部からは2回連続してパルス光が照射されない。

30

【0015】

以上の構成によって、実際にパルス光が照射される被検体表面（皮膚）の位置には低い周波数で光照射されるが、被検体内部では、光が拡散することで、どちらの照射部からの光も到達する領域ができる。よって、例えば、2つの照射部を設けた場合、被検体表面には2つの照射部から夫々異なる領域に、例えば10Hzの周波数で交互にパルス光を照射しても、被検体内部では、20Hzの周波数でパルス光が照射される領域ができる。そのため、受信信号の取得回数を増やして受信信号同士の平均化处理又は積算処理（加算処理）をすることによりノイズ成分を減らすことができる。また受信信号同士の処理ではなく、画像再構成後の画像データ同士を合成処理することによってもノイズ成分を減らすことができる。

40

【0016】

以下の実施形態でより詳細に説明する。

【0017】

（実施形態1）

実施形態1の被検体情報取得装置である光音響装置について、図1を用いて説明する。本発明の被検体情報取得装置は、少なくとも、光源4と光音響プローブ1と処理装置6と

50

を備える。

【0018】

光源4は、近赤外線等のパルス光を発生する。光源4としては大きな出力が得られる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。好ましくは、Nd:YAGレーザーやアレクサンドライトレーザーや、Nd:YAGレーザー光を励起光とするTi:sapphireレーザーやOPOLレーザーを用いる。その他、レーザーとしては、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。発生する光の波長は、500nm以上1300nm以下の範囲内の光のうち、測定対象とする成分（例えばヘモグロビン）により特定の波長を選択すると良い。

【0019】

本実施形態では、光源4で発生したパルス光は、光学部材であるパルス光学系5によってビーム径を成形され、同じく光学部材であるバンドルファイバ3へ入射される。バンドルファイバ3は光音響プローブ1へ接続されている。

【0020】

光音響プローブ1は、被検体から発せられた音響波を受信し受信信号（電気信号）に変換する受信器2と、被検体へパルス光を照射する照射部としての出射端3aとを備える。本実施形態では、受信器2を挟むように受信器2に対して対称に2つの照射部（第一の照射部と第二の照射部）として2つの出射端3aを設けている。出射端3aはバンドルファイバ3の出射端であり、出射端3aまでは、バンドルファイバ3により光が伝播される。

【0021】

本発明では、上記したようにバンドルファイバ3の出射端3aを照射部とし、出射端3aから直接被検体に光を照射しても良いが、拡散板など任意の光学部材を設けてもよい。この場合、拡散板を照射部とし、拡散板から被検体に光が照射される。また、光源4から被検体までのパルス光の引き回しはバンドルファイバ3を使用せず、遮光筒に設けたミラーやレンズ等の光学部材を用いても良い。この場合、遮光筒の出射端から直接被検体に光を照射する場合は、遮光筒の出射端が照射部となる。

【0022】

本実施形態においては、2つの出射端3aは受信器2を挟むように受信器の側面に配置される。そして、光源4から発せられた実質的な総光量がバンドルファイバ3aの各出射端3aまで伝搬される。なお、ここで述べた光源4からの実質的な総光量とは、伝搬中の光の減衰や反射、あるいは光量測定やトリガ取得のための分岐による光の消費を除いた総光量を意味する。つまり、本実施形態では、二箇所の出射端へパルス光を伝播するためにハーフミラーなどで分岐させずに、一回の音響波受信時（つまり受信信号取得時）に光源4から一箇所の出射端にのみ総光量を伝播する。

【0023】

バンドルファイバの出射端3aの面積（被検体への照射エリア）は、受信器2の長手方向の出射端幅（複数の素子が1次元に配列されている場合は、素子の並び方向の幅）と、その垂直方向の出射端幅との積から決まる。日本工業規格（JIS）C6802に定められたMPE以下で、且つ、出来る限り高い照射密度となるように、前記垂直方向の幅を実質的な総光量に応じて狭くする。こうすることで、パルス光の一回当たりの照射に対する受信信号が大きくなる。そして、受信器2を挟んだバンドルファイバの出射端3aから交互に、光源4からの実質的な総光量を出射する。受信器2は、その出射ごとに音響波を受信し受信信号を処理装置6に送信する。

【0024】

処理装置6は、信号処理部6bと制御部6aとから構成される。信号処理部6bは、パルス光の一部を分岐して測定される光検出器であるフォトダイオード（不図示）からの出力をトリガ信号とし、そのトリガ信号が入力されたら、受信器2に受信信号を取得させる。なおトリガ信号はフォトダイオードからの出力に限定されない。光源4の発光と信号処理部6bへの入力トリガを同期させる方法でもよい。

【0025】

10

20

30

40

50

そして、信号処理部 6 b は、受信信号の増幅やデジタル変換を行った後、取得した複数回分の受信信号を平均化する。ただし、平均化は増幅の前やデジタル変換の前に行っても良い。また、平均化する手法は、単純な相加平均だけでなく相乗平均等の平均化手法を用いても良い。さらに、平均化ではなく、単に複数回分の受信信号を積算処理（加算処理）しても本発明の効果は得られる。

【0026】

その後、信号処理部 6 b は、平均化又は積算された信号を用いて画像再構成を行い、画像情報（画像データ）を生成する。ここで画像データとは、ボクセルデータ又はピクセルデータの集合であり、この画像データは被検体内の吸収係数分布や酸素飽和度分布等の特性分布を示す。信号処理部 6 b は、この画像データをモニタ 7 に出力し、表示させる。

10

【0027】

また、本発明においては、受信信号同士の平均化や積算等の処理だけでなく、画像再構成した後に画像データ同士を合成処理してもよい。つまり、各照射部からの光照射に起因する各受信信号を用いて夫々画像再構成した後、各画像データ同士を合成してもよい。画像データ同士の合成処理とは、各画像データのピクセルデータ同士（又はボクセルデータ同士）を加算、乗算、平均化してノイズ成分を減らす処理を示す。具体的には、第一の照射部からの光照射に起因する受信信号を用いて取得した画像データ（第一の分布）と、第二の照射部からの光照射に起因する受信信号を用いて取得した画像データ（第二の分布）と、を合成（例えば平均化）する。そして、合成（例えば平均化）された画像データ（例えば平均化された分布）を被検体内の特性分布とする。ここで、画像データ同士の合成処理は、エッジ強調やコントラスト調整などの各種画像処理を行った輝度データ同士の合成でも、輝度データにする前のデータ同士の合成でもよい。

20

【0028】

制御部 6 a は、1つの照射部から被検体に連続して光が照射されないように、光の照射位置を制御する。本実施形態では、制御部 6 a は、切替え装置 8 を制御することで、パルス光の照射位置を制御する。

【0029】

切替え装置 8 は、パルス光の照射位置を変更させるため、光源 4 からのパルス光の光路を切り替えるものである。図 1 では、光源 4 と光源 4 からのビーム径を成形するパルス光学系 5 との間に切替え装置 8 を設けている。切替え装置 8 は、処理装置 6 内の制御部 6 a からの制御信号である切り替え情報に基づき、パルス光学系 5 への入射を切り替える。この切り替えにより、受信器 2 を挟むように設けられた出射端 3 a から交互にパルス光が出射される。

30

【0030】

（パルス光の照射制御）

次に、制御部 6 a の制御方法について図 2（b）のタイミングチャートを用いて説明する。図 2（a）は光音響プローブ 1 を側面方向から見た模式図であり、2つの出射端 3 a が受信器 2 を挟むように対称に設けられることで、照射位置が A 側と B 側とに分けられる。

。

【0031】

40

図 2（b）のタイミングチャートでは、光源 4 の発光周波数を一例として 20 Hz とした。そのため光源 4 は 50 msec ごとに発光する。まず切替え装置 8 により、A 側の照射位置にパルス光を照射し、信号処理部 6 b は受信器 2 を用いて A 側からの光照射によって発生する音響波を受信し受信信号を取得する。切替え装置 8 は、A 側からの照射から次の発光までの間に、B 側の照射位置にパルス光を照射するよう切替える。受信器 2 は、B 側からの光照射により発生する音響波を受信し受信信号を取得する。

【0032】

パルス光は受信器 2 を中心に対称に照射されるため、被検体内の所定の深さ（例えば、被検体の深さが 3 mm 以上）になると、照射されたパルス光が拡散する。つまり、受信器 2 の直下を中心線として所定の角度範囲の領域には、A 側及び B 側のどちらの照射からで

50

も光が到達するため、その位置では、音響波も A 側及び B 側どちらの照射によっても発生する。A 側からの光照射に起因する受信信号と、B 側からの光照射に起因する受信信号は概ね同じ信号波形となる。

【0033】

よって、被検体内部では、音響波の発生する周波数を 2 倍 (20 Hz) に上げることができるため、10 Hz で受信するときと比べて、同一時間内で取得できる信号を倍にすることができる。そのため、取得した受信信号を平均化や積算処理することによってノイズ成分を減らすことができる。同一時間内で取得した 20 Hz での平均化効果は 10 Hz での平均化効果と比べて、概ね $1/2$ 程度ノイズを減らすことができる。もちろん、画像データ同士の合成処理でも本発明の効果は得られる。

10

【0034】

また、被検体へのパルス光の照射の周波数を 20 Hz に上げて、被検体表面への照射エリアが照射ごとに変わる (同一エリアに連続して照射されない) ため、同じ照射エリアへの照射周波数は、一倍 (10 Hz) のままである。つまり、光源 4 からの実質的な総光量で、光源 4 の発光周波数を 20 Hz にしても、被検体表面の同一エリアには 10 Hz でパルス光が照射されるため、皮膚に対する MPE の上限である $30 \text{ mJ} / \text{cm}^2$ 程度の照射密度のままで、照射することができる。したがって、被検体から発生する光音響およびその受信信号は、光源 4 が 10 Hz で発光したときの強度で取得することができる。

【0035】

以上より、受信信号の強度を落とさずに取得回数を増やせるため、受信信号同士の平均化や積算処理、又は画像データ同士の合成処理の効果によってノイズ成分を低減することができる。なお、光源 4 の発光周波数は 20 Hz として説明したが、これは光源 4 からの実質的な総光量を低下させずに、発光周波数を二倍にできる一例を示しており、本発明はこれに限定されない。

20

【0036】

(切替え装置の具体的な構成)

次に、図 3 と図 4 を用いて、切替え装置 8 について説明する。なお、切替え装置 8 の説明を簡単にするため、図 3、4 では、パルス光学系 5 を不図示とした。

【0037】

図 3 (a) の切換え装置 8 は、A 側と B 側と (第一の照射部側と第二の照射部側と) に光路を切り替えるミラー 8 b と、ミラー 8 b を駆動するアクチュエータ 8 a と、からなる。A 側のバンドルファイバの入射端 3 b へパルス光を入射するためには、ミラー 8 b が光を反射するように駆動させる (図 3 (a) 上図参照)。また、B 側のバンドルファイバの入射端 3 b へパルス光を入射するためには、ミラー 8 b が光に当たらないように駆動させる (図 3 (a) 下図参照)。いずれの駆動も、制御部 6 a からの制御信号によって、アクチュエータ 8 a を駆動させる。また、アクチュエータ 8 a とミラー 8 b の組み合わせによる切替えは、図 3 (b) のようにアクチュエータ 8 a 上のミラー 8 b の位置を変更することにより、A 側と B 側とを切替える構成にしても良い。

30

【0038】

さらに図 4 (a) の切換え装置 8 はアクチュエータ 8 a とミラー 8 b の代わりに、ポリゴンミラー 8 c を適用している。ポリゴンミラー 8 c は光源 4 の発光周波数に同期して回転し、A 側と B 側のバンドルファイバの各入射端 3 b へ入射するよう調整されている。

40

【0039】

また、図 3 (a) (b) (c) や図 4 (a) で説明した構成に限らず、切替え装置 8 はガルバノミラーや音響光学偏向素子 (AOD) など適用可能である。

【0040】

さらに、本発明においては、切替え装置 8 を用いずに照射位置を切り替えることもできる。具体的には、図 4 (b) に示すように、第一の光源と第二の光源とからなる光源 4 を用いる。そして、光源 4 は、制御部 6 a からの制御信号に基づき、第一の光源と第二の光源の発光タイミングを制御することで照射位置を切替えることができる。

50

【 0 0 4 1 】

以上説明したように、本実施形態では、受信信号の強度を落とさずに取得回数を増やせるため、受信信号同士の平均化や積算処理、又は画像データ同士の合成処理の効果によってノイズ成分を低減することができる。その結果 S N R が向上するため、画像化するとコントラストが向上し、視認性ならびに臨床での診断能が向上する。

【 0 0 4 2 】

(実施形態 2)

実施形態 1 は、受信器 2 を挟むようにパルス光の照射領域となるバンドルファイバの出射端 3 a を一箇所ずつ設け、交互に照射する形態について説明した。実施形態 2 では、照射部である出射端をより多く設けた形態について説明する。光源からのパルス光の光路数及び光音響プローブの構成以外の構成は実施形態 1 と同様であるため、説明を省略する。

10

【 0 0 4 3 】

図 5 (a) は本実施形態の光音響プローブ 1 を側面方向から見た模式図である。光音響プローブ 1 には、出射端 3 a が 4 つ (第一の照射部、第二の照射部、第三の照射部、第四の照射部) 設けられており、受信器 2 を挟んで照射位置が A 側 B 側と、C 側 D 側との二箇所ずつに分けられている。バンドルファイバの出射端 3 a からは、それぞれ光源 4 からの実質的な総光量が出射される。図 5 (b) のタイミングチャートでは、光源 4 の発光周波数を一例として 4 0 H z とした。つまり光源 4 は 2 5 m s e c ごとに発光する。

【 0 0 4 4 】

図 5 (b) では、まず、切換え装置 8 により A 側にパルス光を入射させ、受信器 2 で A 側からの光照射に起因する音響波の受信信号を取得する。このパルス光照射後から次のパルス発光までの間に、切り替え装置 8 は B 側にパルス光を入射するよう切換える。そして、受信器 2 は B 側からの光照射に起因する音響波の受信信号を取得する。このような流れを C 側、D 側と繰り返す。なお、光源 4 の発光周波数は 4 0 H z と説明したが、これに限定されない。

20

【 0 0 4 5 】

ここで、外側の A 側と D 側の照射位置は受信器 2 を挟んで対称であり、内側の B 側と C 側の照射位置も受信器 2 を挟んで対称となる。したがって、被検体の深さが所定深さ以上 (特に被検体の深さが 3 m m 以上) になると、照射した光が拡散するため、外側 (A 側と D 側) から照射されたパルス光に起因する受信信号同士は概ね同じ信号波形となる。同様に、内側 (B 側と C 側) から照射されたパルス光に起因する受信信号同士も概ね同じ信号波形となる。

30

【 0 0 4 6 】

しかしながら、内側の照射位置と外側の照射位置とは受信器 2 を挟んで対称となっていないため、内側からの照射に起因する受信信号と外側からの照射に起因する受信信号とは、信号波形に違いが出る。例えば、受信器の下で被検体内の位置では、外側からの照射は、内側からの照射に比べて、到達する光量が低くなる。この光量の違いにより、受信される音響波の音圧にも違いが出るので、受信信号の信号波形も異なってくる。つまり、外側からの照射に起因する受信信号は、内側からの照射に起因する受信信号より振幅 (強度) が小さくなる。

40

【 0 0 4 7 】

そのため、信号処理部 6 b は外側からの照射と内側からの照射とで、受信信号の補正を行うことが好適である。具体的には、内側からの照射に起因する受信信号に低下分のゲインを乗じて振幅を調整するとよい。そうすることにより、A 側から D 側まで、いずれの照射位置からパルス光を照射しても、受信信号は概ね同じ信号となる。

【 0 0 4 8 】

なお、ゲインは、被検体の深さに依存し、さらに外側と内側からの照射位置それぞれの受信器 2 からの距離や、被検体組織に応じて解析的に決定すれば良い。解析には光拡散方程式と音響波の初期音圧 $p = \mu a$ (: グリューナイゼン係数、 μa : 吸収係数、: 光量) を用いることができる。あるいは、光学特性が既知なファントムを用いて、実験

50

的にゲインを決定しても良い。

【0049】

本実施形態において、パルス光の照射の順番は図5(b)に示す順番に限定されず、少なくとも同じ照射位置に続けて照射しなければ良い。また、図5(a)では受信器2を挟んで二箇所ずつに照射位置であるバンドルファイバの出射端3aを設けたが、その数はもっと増やしても良い。また、パルス光の照射位置の切替えに関しては、図3と図4を用いて実施形態1で説明した切替え装置8や切替え方法を適用すれば良い。

【0050】

以上、実施形態2によれば、受信信号の強度をあまり落とさずに、取得回数をさらに増やす(つまり、照射周波数をさらにあげる)ことができるため、受信信号同士の平均化や積算処理、又は画像データ同士の合成処理の効果によってノイズ成分を低減することができる。その結果SNRが向上するため、画像化するとコントラストが向上し、視認性ならびに臨床での診断能が向上する。

10

【0051】

(実施形態3)

実施形態1と実施形態2は受信器2を挟むように対称にパルス光の照射部であるバンドルファイバの出射端3aを設けた形態について説明した。実施形態3は受信器2の一方の側面側に複数のバンドルファイバの出射端3aを設けた形態について説明する。一例として、図6では、バンドルファイバの2つの出射端3aを両方とも受信器2の片側に設けている。なお、基本的な装置構成や受信信号同士の平均化や積算処理、又は画像データ同士の合成処理の方法は実施形態1と実施形態2で説明しているため、ここでの説明を省略する。

20

【0052】

図6において、実施形態2で説明した通り、パルス光の照射領域A側とB側では、受信器2からの距離が異なるため、受信器2で受信する音響波の強度が異なる。そのため、受信信号に解析的および/または実験的に決定したゲインを乗じると良い。

【0053】

また、実施形態2と組み合わせて、パルス光の照射部であるバンドルファイバの出射端3aを片側に二箇所、もう片側に三箇所といったように、異なる数を設けても良い。

【0054】

以上、実施形態3によれば、受信器2へ隣接して設けるパルス光の出射端の位置を任意に設けることができる。そのため、光音響プローブ1を術者が把持しやすい形状にしやすい。

30

【符号の説明】

【0055】

- 1 光音響プローブ
- 2 受信器
- 3 バンドルファイバ
- 3a 出射端
- 3b 入射端
- 4 光源
- 5 パルス光学系
- 6 処理装置
- 6a 制御部
- 6b 信号処理部
- 7 モニタ
- 8 切替え装置

40

【手続補正書】

【提出日】平成28年10月20日(2016.10.20)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の情報を取得する被検体情報取得装置であって、
前記被検体に照射するための光を発生する光源と、
前記被検体に光が照射されることで発生する音響波を受信し電気信号に変換する受信器と、

前記光源から発生した光を、前記被検体の表面に照射するための第一の照射部及び第二の照射部と、を有するプローブと、

前記第一の照射部及び前記第二の照射部から前記被検体に光が同時に照射されないよう制御する制御部と、

を有し、

前記制御部は、

前記第一の照射部から前記被検体へ光を照射する第一の工程と、前記第二の照射部から前記被検体へ光を照射する第二の工程の後に、再び、前記第一の照射部から前記被検体に光を照射する第三の工程を行うように制御し、

前記第一の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第一の電気信号と、前記第二の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第二の電気信号と、前記第三の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第三の電気信号と、を少なくとも用いて前記被検体の情報を取得する信号処理部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】

前記第一の照射部、及び前記第二の照射部は、前記受信器の側面に配置され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】

前記第一の照射部、及び前記第二の照射部は、前記受信器に対して対称に配置されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記第一の照射部と前記第二の照射部とから、光が交互に出射されるよう制御することを特徴とする請求項 1 乃至 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】

前記光源から発生した光の光路を前記第一の照射部側と前記第二の照射部側とに切り替える切替え装置を有し、前記制御部は、前記切替え装置を制御することで、前記被検体に対する光の照射位置を制御す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】

前記光源は、前記第一の照射部に伝播される光を発生する第一の光源と、前記第二の照射部に伝播される光を発生する第二の光源と、を有し、

前記制御部は、前記第一の光源、及び前記第二の光源の発光タイミングを制御す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 7】

前記信号処理部は、前記第一の照射部、及び前記第二の照射部の位置に応じて、前記第一の照射部、及び前記第二の照射部から照射された光に起因する、各々の電気信号の強度

を補正す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】

被検体の情報を取得する被検体情報取得装置であって、

前記被検体に照射するための光を発生する光源と、

前記被検体に光が照射されることで発生する音響波を受信し電気信号に変換する受信器と、

前記光源から発生した光を、前記被検体の表面の夫々異なる領域に照射するための第一の照射部及び第二の照射部と、を有するプローブと、

前記第一の照射部及び前記第二の照射部から前記被検体への光の照射位置を制御する制御部と、

を有し、

前記制御部は、

前記第一の照射部から前記被検体へ光を照射する第一の工程と、前記第二の照射部から前記被検体へ光を照射する第二の工程の後に、再び、前記第一の照射部から前記被検体に光を照射する第三の工程を行うように制御し、

前記第一の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第一の電気信号と、前記第二の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第二の電気信号と、前記第三の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第三の電気信号と、を少なくとも用いて前記被検体の情報を取得する信号処理部を有することを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 9】

前記第一の照射部、及び前記第二の照射部は、前記受信器の側面に配置されることを特徴とする請求項 8 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 10】

前記第一の照射部、及び前記第二の照射部は、前記受信器に対して対称に配置されることを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 11】

前記制御部は、前記第一の照射部と前記第二の照射部とから、光が交互に出射されるよう制御することを特徴とする請求項 8 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】

前記光源から発生した光の光路を前記第一の照射部側と前記第二の照射部側とに切り替える切替え装置を有し、前記制御部は、前記切替え装置を制御することで、前記被検体に対する光の照射位置を制御することを特徴とする請求項 8 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 13】

前記光源は、前記第一の照射部に伝播される光を発生する第一の光源と、前記第二の照射部に伝搬される光を発生する第二の光源と、を有し、

前記制御部は、前記第一の光源、及び前記第二の光源の発光タイミングを制御することを特徴とする請求項 8 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】

前記信号処理部は、前記第一の照射部、及び前記第二の照射部の位置に応じて、前記第一の照射部、及び前記第二の照射部から照射された光に起因する、各々の電気信号の強度を補正することを特徴とする請求項 8 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 15】

光源が発生した光を第一の照射部及び第二の照射部から被検体に照射し、

前記光の照射により被検体内で発生する音響波を受信した受信器から出力される電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する被検体情報取得方法であって、

前記電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する信号処理ステップと、

前記第一の照射部、及び前記第二の照射部の夫々から前記被検体に光が同時に照射されないように制御する制御ステップと、

を有し、

前記制御ステップは、前記第一の照射部から前記被検体へ光を照射する第一の工程と、前記第二の照射部から前記被検体へ光を照射する第二の工程の後に、再び、前記第一の照射部から前記被検体に光を照射する第三の工程を行うように制御するステップを有し、

前記信号処理ステップは、前記第一の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第一の電気信号と、前記第二の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第二の電気信号と、前記第三の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第三の電気信号と、を少なくとも用いて前記被検体の情報を取得するステップを有することを特徴する被検体情報取得方法。

【請求項 16】

光源が発生した光を第一の照射部及び第二の照射部から被検体に照射し、

前記光の照射により被検体内で発生する音響波を受信した受信器から出力される電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する被検体情報取得方法であって、

前記電気信号を用いて被検体内の特性分布を取得する信号処理ステップと、

前記第一の照射部、及び前記第二の照射部の夫々から前記被検体の表面の夫々異なる領域に光が照射されるように光の照射位置を制御する制御ステップと、

を有し、

前記制御ステップは、前記第一の照射部から前記被検体へ光を照射する第一の工程と、前記第二の照射部から前記被検体へ光を照射する第二の工程の後に、再び、前記第一の照射部から前記被検体に光を照射する第三の工程を行うように制御するステップを有し、

前記信号処理ステップは、前記第一の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第一の電気信号と、前記第二の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第二の電気信号と、前記第三の工程によって前記被検体から発生する音響波を受信して得られる第三の電気信号と、を少なくとも用いて前記被検体の情報を取得するステップを有することを特徴する被検体情報取得方法。