

(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2011-5042

(P2011-5042A)

(43) 公開日 平成23年1月13日(2011.1.13)

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

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-152543 (P2009-152543)
(22) 出願日 平成21年6月26日 (2009. 6. 26)(71) 出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(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

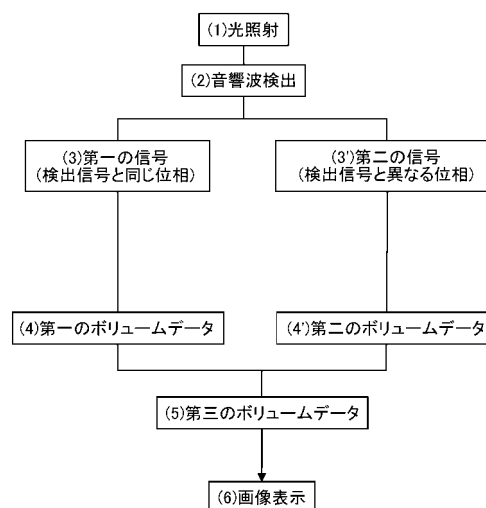
(54) 【発明の名称】 光音響イメージング装置及び光音響イメージング方法

(57) 【要約】

【課題】検出音圧の微分値を用いずに画像を再構成することで、ノイズ等が含まれた理想的でない条件下においても、より実際の音響波の発生源分布に近い画像を再構成することのできる光音響イメージング装置を提供する。

【解決手段】光源から被検体に光を照射し、その光により被検体内で発生した光音響波を音響波検出器で検出する。信号処理装置は、音響波検出器から取得された検出信号または検出信号の振幅を調整した信号である第一の信号から第一のボリュームデータを形成し、第一の信号の位相を変化させた信号である第二の信号から第二のボリュームデータを形成し、第一および第二のボリュームデータから第三のボリュームデータを形成し、第三のボリュームデータから被検体内部の情報を表す画像を生成し出力する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に光を照射するための光源と、
前記光により前記被検体内で発生した光音響波を検出する検出器と、
前記検出器から取得される検出信号に基づいて、前記被検体内部の情報を画像化し出力する信号処理装置と、を備え、
前記信号処理装置は、
前記検出信号または前記検出信号の振幅を調整した信号である第一の信号から第一のボリュームデータを形成し、
前記第一の信号の位相を変化させた信号である第二の信号から第二のボリュームデータを形成し、
前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータとから第三のボリュームデータを形成し、
前記第三のボリュームデータから出力画像を生成することを特徴とする光音響イメージング装置。

【請求項 2】

前記信号処理装置は、前記第一の信号に含まれる正周波数成分の位相を 90 度遅らせるとともに、前記第一の信号に含まれる負周波数成分の位相を 90 度早めることにより、前記第二の信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の光音響イメージング装置。

【請求項 3】

前記信号処理装置は、前記光を照射してから前記光音響波を検出するまでの時間に比例した係数を、前記検出信号に掛けることにより、前記第一の信号を生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光音響イメージング装置。

【請求項 4】

前記第三のボリュームデータは、前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータの二乗和の平方根に比例する値であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のうちいずれかに記載の光音響イメージング装置。

【請求項 5】

前記第三のボリュームデータは、前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータの絶対値の和に比例する値であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のうちいずれかに記載の光音響イメージング装置。

【請求項 6】

光音響イメージング装置において用いる光音響イメージング方法であって、
被検体に照射した光により前記被検体内で発生した光音響波を検出器で検出するステップと、
前記検出器から取得された検出信号または前記検出信号の振幅を調整した信号である第一の信号から第一のボリュームデータを形成するステップと、
前記第一の信号の位相を変化させた信号である第二の信号から第二のボリュームデータを形成するステップと、
前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータとから第三のボリュームデータを形成するステップと、
前記第三のボリュームデータから前記被検体内部の情報を表す画像を生成し出力するステップと、
を備えることを特徴とする光音響イメージング方法。

【請求項 7】

コンピュータに、
被検体に照射した光により前記被検体内で発生した光音響波の検出信号を取得するステップと、
前記取得した検出信号または前記検出信号の振幅を調整した信号である第一の信号から第一のボリュームデータを形成するステップと、

前記第一の信号の位相を変化させた信号である第二の信号から第二のボリュームデータを形成するステップと、

前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータとから第三のボリュームデータを形成するステップと、

前記第三のボリュームデータから前記被検体内部の情報を表す画像を生成し出力するステップと、

を実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響イメージング装置で用いられる光音響イメージング方法に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザーなどの光源から照射した光を用いて生体などの被検体内の情報を得る光画像化装置の研究が医療分野で積極的に進められている。このような光画像化技術の一つとして、Photoacoustic Tomography (PAT: 光音響トモグラフィー) がある。光音響トモグラフィーとは、被検体内で伝播・拡散した光のエネルギーを吸収した生体組織から発生した音響波を、被検体を取り囲む複数の個所で検出し、得られた信号を数学的に解析処理し、被検体内部の光学特性値に関連した情報を可視化する技術である。これにより、光照射によって生じた初期音圧分布あるいは光エネルギー吸収密度分布などの情報を得ることができ、これらの情報は新生血管の増殖を伴う悪性腫瘍場所の特定などに利用できる。光音響効果とは、物体にパルス光を照射すると、被測定物内の吸収係数が高い領域で体積膨張により超音波（疎密波）が発生する現象である。パルス光を照射することによる体積膨張によって発生した音響波を、本発明において「光音響波」という。

【0003】

一般に、光音響トモグラフィーでは、被検体に対して、被検体全体を取り囲む、閉じられた空間表面、特に球面状測定表面の様々な点において、音響波の時間変化を理想的な音響検出器（広帯域・点検出）を用いて測定できれば、理論的には光照射により生じた初期音圧分布を完全に可視化できる。また、閉じられた空間でなくとも、被検体に対して円柱状あるいは平板状に測定可能であれば、光照射により生じた初期音圧分布をほぼ再現することが数学的に知られている（非特許文献1参照）。

【0004】

下記式(1)は、PATの基本となる偏微分方程式であり、「光音響波動方程式」と言われる。この式を解けば、初期音圧分布からの音波伝播を記述でき、どの場所で音響波がどのように検出できるかを理論的に求めることができる。ここで、 r は位置、 t は時間であり、 $p(r, t)$ は音圧の時間変化、 $p_0(r)$ は初期音圧分布、 c は音速である。 $\delta(t)$ は光パルスの形状をあらわすデルタ関数である。

【数1】

$$\left(\nabla^2 - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2}\right) p(r, t) = -p_0(r) \frac{\partial \delta(t)}{\partial t} \quad (1)$$

【0005】

一方、PATの画像再構成とは、検出点で得られた音圧 $p_d(r_d, t)$ から初期音圧分布 $p_0(r)$ を導き出すことであり、数学的には逆問題と呼ばれる。以下にPATの画像再構成手法で代表的に使われているUniversal Back Projection(UBP)法に関して説明する。式(1)の光音響波動方程式を周波数空間上で解析することで、 $p_0(r)$ を求める逆問題を正確に解くことができる。その結果を時間空間上で表したのがUBPである。最終的に導かれる式は以下のようになる。

10

20

30

40

【数 2】

$$p_0(r) = -\frac{2}{\Omega_0} \nabla \cdot \int_{S_0} \hat{n}_0^s dS_0 \left[\frac{p_0(r_0, t)}{t} \right]_{t=|r-r_0|} \quad (2)$$

ここで、 r_0 は任意の再構成ボクセル（あるいはフォーカス点）に対する全体の測定エリア S_0 の立体角である。さらに、式を分かりやすく変形すると、

【数 3】

$$p_0(r) = \int_{\Omega_0} b(r_0, t=|r-r_0|) \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \quad (3)$$

10

となる。ここで $b(r_0, t)$ は投影データ、 $d\Omega_0$ は任意の観測点 P に対する検出器 dS_0 の立体角である。この投影データを式 (3) の積分に従って逆投影することで初期音圧分布 $p_0(r)$ を得ることができる。

【0006】

なお、 $b(r_0, t)$ と $d\Omega_0$ は、

【数 4】

20

$$b(r_0, t) = 2p(r_0, t) - 2t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (4)$$

$$d\Omega_0 = \frac{dS_0}{|r-r_0|^2} \cos\theta \quad (5)$$

である。ここで、 θ は検出器と任意の観測点 P とがなす角度である。音源の大きさに比べて、音源と測定位置の距離が十分大きい場合（遠距離音場近似）、

30

【数 5】

$$p(r_0, t) \ll t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (6)$$

となり、 $b(r_0, t)$ は、

【数 6】

40

$$b(r_0, t) = -2t \frac{\partial p(r_0, t)}{\partial t} \quad (7)$$

となる。

【0007】

このように PAT の画像再構成では、検出器で得られた検出信号 $p(r_0, t)$ を時間微分することで投影データ $b(r_0, t)$ を得て、式 (3) に従って逆投影することで、初期音圧分布 $p_0(r)$ が求まることが知られている（非特許文献 1 及び 2 参照）。

【先行技術文献】

50

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】PHYSICAL REVIEW E 71, 016706(2005)

【非特許文献2】REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS, 77, 042201(2006)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、式(3)を求めるために利用した光音響波動方程式である式(1)は、「音速一定」、「全方位からの測定」、「インパルスの光励起」、「広帯域での音響波検出」、「ポイントでの音響波検出」、「連続的な音響波のサンプリング」を仮定している。つまり、上記の仮定が成り立たない条件では、再構成される画像に劣化が生じる。基本的に画像劣化の主な原因として以下のものがあげられる。(1)音響波検出器の帯域制限(すべての周波数の音響波に対応できないこと)、(2)音響波検出器の素子エレメント幅、(3)制限された視野、(4)ノイズ。これらの要因より、再構成画像の解像度やコントラストの低下やアーティファクトの増加が起こることが知られている。特にUBP法では、式(7)に示すように検出信号の微分値に比例する値を投影データとして利用するため、ノイズ等の影響を大きく受け、画像が大きく劣化する。

10

【0010】

そこで、本発明は、検出信号の微分値を用いずに画像を再構成することで、ノイズ等が含まれた理想的でない条件下においても、より実際の音響波の発生源分布に近い画像を再構成することのできる光音響イメージング装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の第一態様は、被検体に光を照射するための光源と、前記光により前記被検体内で発生した光音響波を検出する検出器と、前記検出器から取得される検出信号に基づいて、前記被検体内部の情報を画像化し出力する信号処理装置と、を備え、前記信号処理装置は、前記検出信号または前記検出信号の振幅を調整した信号である第一の信号から第一のボリュームデータを形成し、前記第一の信号の位相を変化させた信号である第二の信号から第二のボリュームデータを形成し、前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータとから第三のボリュームデータを形成し、前記第三のボリュームデータから出力画像を生成する光音響イメージング装置である。

30

【0012】

本発明の第二態様は、光音響イメージング装置において用いる光音響イメージング方法であって、被検体に照射した光により前記被検体内で発生した光音響波を検出器で検出するステップと、前記検出器から取得された検出信号または前記検出信号の振幅を調整した信号である第一の信号から第一のボリュームデータを形成するステップと、前記第一の信号の位相を変化させた信号である第二の信号から第二のボリュームデータを形成するステップと、前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータとから第三のボリュームデータを形成するステップと、前記第三のボリュームデータから前記被検体内部の情報を表す画像を生成し出力するステップと、を備える光音響イメージング方法である。

40

【0013】

本発明の第三態様は、コンピュータに、被検体に照射した光により前記被検体内で発生した光音響波の検出信号を取得するステップと、前記取得した検出信号または前記検出信号の振幅を調整した信号である第一の信号から第一のボリュームデータを形成するステップと、前記第一の信号の位相を変化させた信号である第二の信号から第二のボリュームデータを形成するステップと、前記第一のボリュームデータと前記第二のボリュームデータとから第三のボリュームデータを形成するステップと、前記第三のボリュームデータから前記被検体内部の情報を表す画像を生成し出力するステップと、を実行させるプログラムである。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、検出信号の微分値を用いずに画像を再構成することで、ノイズ等が含まれた理想的でない条件下においても、より実際の音響波の発生源分布に近い画像を再構成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 図 1 】 光音響イメージング装置の構成の一例を示す模式図。

【 図 2 】 画像構成方法の一例を示すフローチャート。

【 図 3 】 投影データの一例を示す模式図。

【 図 4 】 本発明の方法と従来のUBP法で得られるボリウムデータ画像の一例。

10

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

本発明の実施の形態について図面を参照しながら説明する。図 1 は、本発明の光音響イメージング方法を適用できる光音響イメージング装置の構成の一例を示したものである。光音響イメージング装置は、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、生体情報の画像化を可能とするものである。本発明において生体情報とは、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、あるいはそれから導かれる光エネルギー吸収密度分布及び、それらの情報から得られる生体組織を構成する物質の濃度分布を示す。例えば、物質の濃度分布とは酸素飽和度などである。

【 0 0 1 7 】

20

生体情報イメージング装置は、光源 1 1、光学装置 1 4、音響波検出器（探触子ともいう）1 7、電子制御システム 1 8、信号処理装置 1 9、表示装置 2 0 から構成される。光源 1 1 は、光 1 2 を発する装置である。光学装置 1 4 は、例えばレンズ、ミラー、光ファイバなどで構成される光学系である。光源 1 1 から発せられた光 1 2 は光学装置 1 4 により導かれ、生体などの被検体 1 3 に照射される。被検体 1 3 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 1 5 に吸収されると、その光吸収体 1 5 から音響波（典型的には超音波）1 6 が発生する。これが光音響波である。音響波検出器 1 7 は、光吸収体 1 5 から発生した音響波 1 6 を検出し、電気信号に変換する。電子制御システム 1 8 は、音響波検出器 1 7 から出力される電気信号の増幅やデジタル変換などを行う制御部である。信号処理装置 1 9 は、電子制御システム 1 8 から出力されるデジタル信号（検出信号）に基づいて、被検体内部の情報を画像化し出力する装置であり、例えばパーソナル・コンピュータ（P C）で構成される。表示装置 2 0 は画像を表示する装置である。

30

【 0 0 1 8 】

被検体に照射する光 1 2 をエネルギーが連続的に変化するパルスなどにすることで、生体内部にある光吸収体 1 5 からは熱膨張により音響波 1 6 が発生する。これは、パルス光の吸収により、光吸収体 1 5 の温度が上昇し、その温度上昇により体積膨張が起こり、音響波が発生するためである。このときの光パルスの時間幅は、光吸収体 1 5 に吸収エネルギーを効率に閉じ込めるために、熱・ストレス閉じ込め条件が当てはまる程度にすることが好ましい。典型的には数ナノ秒から数十ナノ秒程度である。

【 0 0 1 9 】

40

次に、光音響イメージング方法のフローを図 2 のフローチャートで説明する。（ 1 ）まず、光源 1 1 から被検体 1 3 へパルス光が照射される。（ 2 ）光照射により被検体内部で発生した音響波 1 6 が音響波検出器 1 7 で検出され、電子制御システム 1 8 でデジタル信号に変換される。（ 3 ）信号処理装置 1 9 が（ 2 ）で取得された検出信号から第一の信号を生成する。第一の信号は、検出信号そのものでもよいし、検出信号の振幅を調整した信号でもよい。少なくとも検出信号と第一の信号の位相特性が同じ（つまり各周波数成分の位相が一致）であればよい。（ 4 ）信号処理装置 1 9 は第一の信号を投影データとして用いて、第一のボリウムデータを形成する。投影データからボリウムデータへの変換には従来公知の方法を含むいずれの方法を用いてもよい。（ 3 ' ）一方、信号処理装置 1 9 は第一の信号の位相を変化させることで第二の信号を生成する。例えば、信号処理装置 1

50

9 はフーリエ変換によって第一の信号を周波数分解し、各周波数成分の位相を変化させた後、フーリエ逆変換によって時間領域の信号である第二の信号を得る。つまり第二の信号は第一の信号と振幅特性は同じであるが位相特性は異なる信号である。(4') 信号処理装置 19 は第二の信号を投影データとして用いて、第二のボリュームデータを形成する。(5) 信号処理装置 19 は第一と第二のボリュームデータから第三のボリュームデータを形成する。例えば、第一と第二のボリュームデータの二乗和の平方根もしくは絶対値の和、またはそれらに比例する値を、第三のボリュームデータのボクセル値とすることができる。あるいは、第一と第二のボリュームデータの相加平均や相乗平均を算出してもよい。(6) 信号処理装置 19 は第三のボリュームデータから最終的な出力画像を生成し、表示装置 20 に出力する。

10

【0020】

図2の(3)において、信号処理装置 19 が、音響波の回折や減衰を補正するために検出信号の振幅を調整することが好ましい。例えば、光を照射してから音響波を検出(受信)するまでの時間に比例した係数を検出信号に掛けたものを、第一の信号とすることができる。発生する音響波は球面波の重ね合せのため、伝播距離に比例してエネルギー密度が減衰する。上記のように音響波検出器の受信時刻に応じた係数を乗算することで、音響波の減衰を打ち消すことが可能である。

【0021】

また、(3')において、信号処理装置 19 が、第一の信号に含まれる正周波数成分の位相を90度遅らせるとともに、負周波数成分の位相を90度早めることにより、第二の信号を生成することが好ましい。なお、ここで示した第二の信号は第一の信号をヒルベルト変換したものと等価である。

20

【0022】

図3は、光照射により得られる信号の一例を示している。図3中の符号(1)(2)(3)(3')は図2中の符号と対応している。図3の(1)で示されるように、光 31 を被検体 32 に照射し、被検体内の光吸収体 33 から発生した音響波 35 を音響波検出器 34 で検出する。ここでは簡単のために、光吸収体 33 が球体であり、さらに球体全体が光を均一に吸収すると仮定する。また、音響波検出器 34 は複数の検出エレメントが2次元的に配置されたアレイ型であり、光照射面に対して対向する面に設置されていると仮定する。このような仮定のもとで、ある検出エレメントで検出される検出信号は図3の(2)のようなN形状をしたN型信号になる(横軸は時間、縦軸は音圧である)。なお、実際の系において観測される光音響信号は、音響波検出器の帯域や大きさを反映した検出器のインパルス応答をN型信号にコンボリューションしたものになるが、ここでは簡単化のため、省略している。また、このN型信号の時間幅は光吸収体 33 の直径を音速で割ったものであり、N型信号の中心と光照射時刻との間の時間幅は検出エレメントの位置と光吸収体の中心位置の距離を音速で割ったものに等しい。図3の(3)は第一の信号を示している。第一の信号は検出信号と同じ位相特性を有している(つまり第一の信号は検出信号と同一または相似の波形を有している)。図3の(3')は第一の信号をヒルベルト変換することで得られた第二の信号を示している。第一の信号がN型信号の場合、N型信号の中心部分が正となり、両端部分が負になるような波形の第二の信号が得られる。

30

40

【0023】

図4は、図3の(1)に示したモデルで測定された信号から得たボリュームデータの例である。なお、ここでは音響波検出器 34 のエレメント幅の影響を考慮するために、エレメントサイズを2mm×2mmとし、18×18エレメントで音響波の検出を行った。図4の上部の画像は、XY面から見たボリュームデータのMIP(Maximum Intensity Projection)画像、つまりボリュームデータのZ方向の最大輝度をXY面に投影した画像である。図4の下部の画像は、XZ面から見たボリュームデータのMIP画像である。図4は、左から順に、第一のボリュームデータ、第二のボリュームデータ、第三のボリュームデータ(二乗和の平方根)、第三のボリュームデータ(絶対値の和)、一般的なUBP法によるボリュームデータを示している。図4の例では、式(3)の投影データに第一の信号を代入することで第一のボリ

50

ュームデータを計算している。第二のポリュームデータについても同様である。しかしながら、逆投影方法は式(3)に示した方法に限るのではなく、フーリエ変換法やラドン変換を用いたフィルター補正逆投影法など従来公知のいずれの方法も利用することができる。

【0024】

第三のポリュームデータ(二乗和の平方根)は、第一のポリュームデータのボクセル値の二乗と第二のポリュームデータのボクセル値(ボクセルデータ)の二乗を加算し、その平方根を取ったものである。また、第三のポリュームデータ(絶対値の和)は、第一のポリュームデータのボクセル値の絶対値と第二のポリュームデータのボクセル値の絶対値を加算したものである。

【0025】

従来のUBP法のポリュームデータと比べ、第三のポリュームデータの方が、より球形に近い画像が得られていることがわかる。また、図4からは判別しにくいですが、球体から放射状に発生するアーティファクトの影響が、UBP法のポリュームデータよりも第三のポリュームデータの方が小さくなっている。これらの画質向上は以下の理由によるものと考えられる。第一に、ポリュームデータの計算に検出信号の微分値を用いないため、高周波ノイズの影響を受けにくい。第二に、異なる信号から形成された第一と第二のポリュームデータは異なるアーティファクトを示すので、それらを合成することで相対的にアーティファクトを低減することが可能である。

【0026】

次に、本実施形態を具体的に説明する。

図1において、光源11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照射することを目的とする。ただし、光源は本発明の光音響イメージング装置と一体として設けられていても良いし、光源を分離して別体として設けられていても良い。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発生可能なパルス光源を少なくとも一つは備える。なお、検出する音響波の音圧が小さくてよい場合は、上記で記述したオーダーのパルス光ではなく、サイン波など時間的に強度(エネルギー)が変化する光であればよい。光源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。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。照射のタイミング、波形、強度などは信号処理装置19または不図示の制御部によって制御される。

【0027】

なお、本実施形態においては、光源11が一つである例を示しているが、複数の光源を用いても良い。その場合は、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。光源11として、発振する波長の変換可能な色素やOPO(Optical Parametric Oscillators)やチタンサファイヤ及びアレキサンドライトの結晶を用いることができれば、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。使用する光源の波長に関しては、生体内において吸収が少ない700nmから1100nmの領域が好ましい。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400nmから1600nmの波長領域を使用することも可能である。

【0028】

光源11から照射された光12を光導波路などを用いて伝搬させることも可能である。光導波路としては、光ファイバが好ましい。光ファイバを用いる場合は、それぞれの光源に対して複数の光ファイバを使用して、生体表面に光を導くことも可能であるし、複数の光源からの光を一本の光ファイバに導き、一本の光ファイバのみを用いて、すべての光を生体に導いても良い。光学装置14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などである。このような光学部品は、光源から発せられた光12が被検体13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

10

20

30

40

50

い。なお、一般的に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好ましい。また、光を被検体に照射する領域は移動可能であることが好ましい。言い換えると、本発明の光音響イメージング装置は、光源から発生した光が被検体上を移動可能となるように構成されていることが好ましい。移動可能であることにより、より広範囲に光を照射することができる。また、光を被検体に照射する領域（被検体に照射される光）は、音響波検出器 17 と同期して移動するとさらに好ましい。光を被検体に照射する領域を移動させる方法としては、可動式ミラー等を用いる方法、光源自体を機械的に移動させる方法などがある。

【0029】

本発明の光音響イメージング装置は、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目的としている。よって被検体 13 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。光吸収体 15 としては、被検体内で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を多く含む悪性腫瘍が該当する。また、被検体の外部から導入した造影剤を光吸収体として利用することもできる。

【0030】

音響波検出器 17 は、圧電現象を用いたトランスデューサー、光の共振を用いたトランスデューサー、容量の変化を用いたトランスデューサーなどで構成される。音響波を検出できるものであれば、どのような音響波検出器 17 を用いてもよい。本発明の光音響イメージング装置における音響波検出器 17 は、複数の検出エレメントが 2 次元的に配置されたものがよい。このような 2 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検出することができ、検出時間を短縮できると共に、被検体の振動などの影響を低減できる。また、音響波検出器 17 と被検体との間には、図示してはしないが音響波の反射を抑えるためのジェルや水などの音響インピーダンスマッチング剤を使うことが望ましい。

【0031】

電子制御システム 18 は音響波検出器 17 より得られた電気信号を増幅し、それをアナログ信号からデジタル信号に変換する。信号処理装置 19 は、電子制御システム 18 から得られた測定データ（検出信号）から上述した第一の信号及び第二の信号を生成し、それらの信号を光学特性値分布の画像データ（ボリュームデータ）に変換する。信号処理装置 19 は、例えば、CPU（中央演算処理装置）、主記憶装置（メモリ）、補助記憶装置（ハードディスクなど）、入力装置などを備えるコンピュータで構成することができる。コンピュータの補助記憶装置には、信号処理装置 19 の機能を実現するためのプログラムが格納されている。CPU が補助記憶装置からプログラムを主記憶装置にロードし実行することにより、図 2 の（3）～（6）の処理ステップが実行され、測定データのデータ解析が行われる。なお、データ解析手法（画像再構成手法）としては通常の光音響トモグラフィーで使われているフィルタ補正逆投影法、フーリエ変換法、球状ラドン変換法、合成開口法などを用いることができる。表示装置 20 は信号処理装置 19 で作られた画像データを表示できれば、どのようなものでも用いることができ、例えば、液晶ディスプレイなどを利用できる。

【0032】

なお、複数の波長の光を用いた場合は、それぞれの波長に関して、上記のシステムにより被検体内の吸収係数分布を算出する。そして、それらの値と生体組織を構成する物質（グルコース、コラーゲン、酸化・還元ヘモグロビンなど）固有の波長依存性とを比較することによって、生体を構成する物質の濃度分布を画像化することも可能である。

【符号の説明】

【0033】

11 ... レーザー光源、12 ... 光、13 ... 被検体、16 ... 音響波、17 ... 音響波検出器、19 ... 信号処理装置

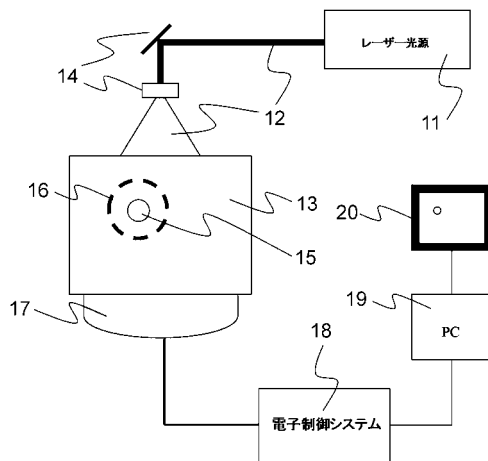
10

20

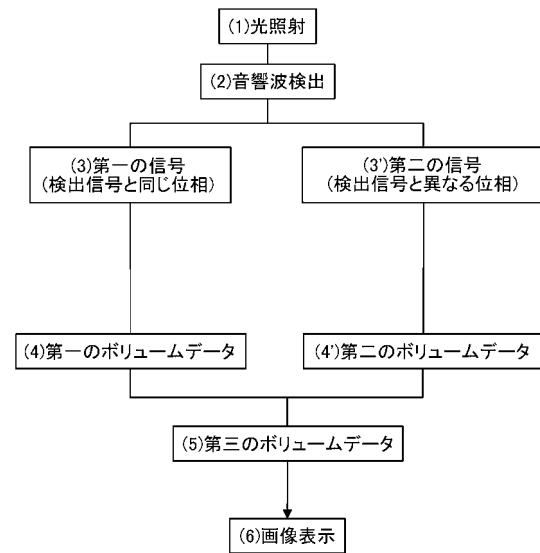
30

40

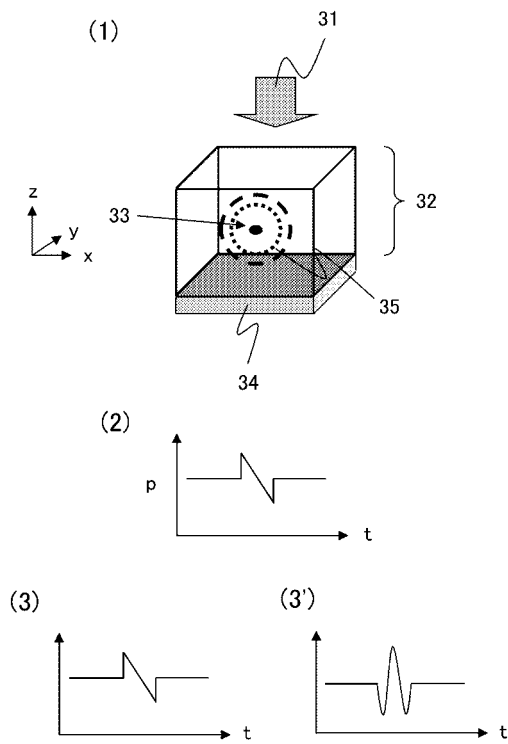
【図 1】



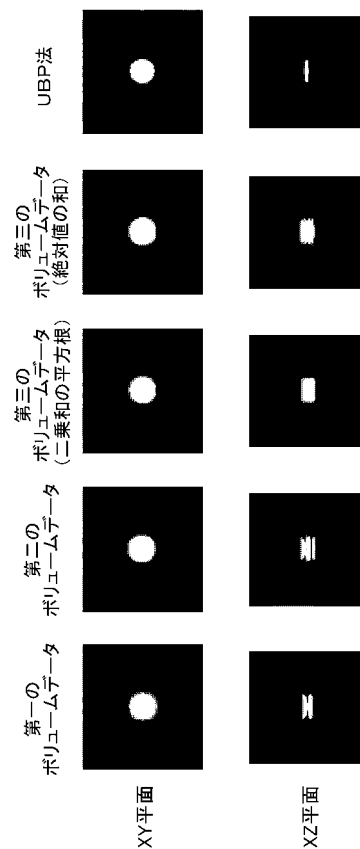
【図 2】



【図 3】



【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 中嶋 隆夫

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 BB03 DD18 DE16 DE18 EE04 JB37