

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6108902号
(P6108902)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 Z DM

請求項の数 16 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-64203 (P2013-64203)	(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25年3月26日(2013.3.26)	(74) 代理人	100085006 弁理士 世良 和信
(65) 公開番号	特開2014-188045 (P2014-188045A)	(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(43) 公開日	平成26年10月6日(2014.10.6)	(74) 代理人	100106622 弁理士 和久田 純一
審査請求日	平成28年3月23日(2016.3.23)	(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】 処理装置、光音響装置、処理方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の背景吸収係数情報を取得する第1取得手段と、
光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいて、被検体の吸収係数分布情報を取得する第2取得手段と、

前記背景吸収係数情報と前記吸収係数分布情報とを用いて、補正された吸収係数分布情報を取得する第3取得手段と、

を有することを特徴とする、処理装置。

【請求項2】

前記第3取得手段は、前記背景吸収係数情報と前記吸収係数分布情報とを加算することにより、補正された吸収係数分布情報を取得する

ことを特徴とする、請求項1に記載の処理装置。

【請求項3】

被検体の背景吸収係数情報を取得する第1取得手段と、
光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいて、初期音圧分布情報を取得する第4取得手段と、

前記背景吸収係数情報を用いて背景初期音圧情報を取得する第5取得手段と、

前記背景初期音圧情報と前記初期音圧分布情報とを用いて、補正された初期音圧分布情報を取得する第6取得手段と、

を有することを特徴とする、処理装置。

【請求項 4】

前記補正された初期音圧分布情報を用いて補正された吸収係数分布情報を取得する第 7 取得手段を更に有する

ことを特徴とする、請求項 3 に記載の処理装置。

【請求項 5】

被検体に照射された光の、被検体内における光量情報を取得する第 8 取得手段を更に有し、

前記第 7 取得手段は、前記補正された初期音圧分布情報と前記光量情報とを用いて、補正された吸収係数分布情報を取得する

ことを特徴とする、請求項 4 に記載の処理装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 取得手段は、被検体を伝搬した光を検出して得られた信号に基づいて背景吸収係数情報を取得する

ことを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の処理装置。

【請求項 7】

被検体は、人の体であり、

前記第 1 取得手段は、人の年齢または BMI についての情報を取得し、当該情報に基づいて背景吸収係数情報を取得する

ことを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の処理装置。

【請求項 8】

前記第 1 取得手段は、操作者から背景吸収係数情報の入力を受け付ける

ことを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の処理装置。

20

【請求項 9】

前記補正された吸収係数分布情報を用いて濃度分布情報を取得する第 9 取得手段をさらに有する

ことを特徴とする、請求項 1 , 2 , 4 , 5 のいずれか 1 項に記載の処理装置。

【請求項 10】

前記補正された吸収係数分布情報に基づいたデータを表示する表示制御手段を有する

ことを特徴とする、請求項 1 , 2 , 4 , 5 のいずれか 1 項に記載の処理装置。

【請求項 11】

前記背景吸収係数情報は、均一の吸収係数分布または前記吸収係数分布情報よりも緩やかに変化する吸収係数分布を示す情報である

ことを特徴とする、請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載の処理装置。

30

【請求項 12】

請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の処理装置と、

光源と、探触子と、を有することを特徴とする、光音響装置。

【請求項 13】

前記探触子が検出可能な音響波の中心周波数は 2 MHz 以上である

ことを特徴とする、請求項 12 に記載の光音響装置。

【請求項 14】

被検体の背景吸収係数情報を取得する第 1 取得ステップと、

光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいて、被検体の吸収係数分布情報を取得する第 2 取得ステップと、

前記背景吸収係数情報と前記吸収係数分布情報とを用いて、補正された吸収係数分布情報を取得する第 3 取得ステップと、

を含むことを特徴とする、処理方法。

40

【請求項 15】

被検体の背景吸収係数情報を取得する第 1 取得ステップと、

光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいて、初期音圧分布情報を取得する第 4 取得ステップと、

50

前記背景吸収係数情報を用いて背景初期音圧情報を取得する第5取得ステップと、
前記背景初期音圧情報と前記初期音圧分布情報とを用いて、補正された初期音圧分布情
報を取得する第6取得ステップと、
を含むことを特徴とする、処理方法。

【請求項16】

請求項14または15に記載の処理方法をコンピュータに実行させるプログラム。

【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および被検体情報取得方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

レーザーなどの光源から被検体に照射した光を被検体内に伝播させ、被検体内の情報を得る光イメージング装置の研究が、医療分野を中心に積極的に進められている。特許文献1では、このような光イメージング技術の一つとして、Photoacoustic Tomography (PAT: 光音響トモグラフィ) が提案されている。

PATとは、光源から発生したパルス光を生体等の被検体に照射し、生体内を伝播・拡散した光が生体組織で吸収されて発生する音響波を検出し、検出した音響波を解析処理することで、生体内部の光学特性に関連した情報を可視化する技術である。これにより、被検体内の光学特性値、特に、光エネルギー吸収密度を得ることができる。

20

【0003】

初期音圧を算出するために、主に使われる再構成方法としてバックプロジェクション法がある。PATでは、被検体内における光吸収体から発生する音響波の初期音圧 P_0 は次式(1)で表すことができる。

$$P_0 = \beta \cdot \mu_a \cdot \Phi \quad \dots (1)$$

ここで、 β はグルナイゼン係数であり、体積膨張係数と音速 c の二乗の積を定圧比熱 C_p で割ったものである。 Φ は被検体が決まれば、ほぼ一定の値をとることが知られている。 μ_a は吸収体の光吸収係数である。 Φ は局所的な領域での光量(吸収体に照射された光量で、光フルエンスとも言う)である。

【0004】

30

特許文献1には、被検体中を伝搬してきた音響波の大きさである音圧 P の時間変化を音響波検出器で測定し、その測定結果から初期音圧分布を算出する技術が開示されている。特許文献1によると、算出された初期音圧分布をグルナイゼン係数 β で除することにより、 μ_a と Φ の積、つまり光エネルギー吸収密度を得ることができる。

式(1)で示されるように、初期音圧 P_0 の分布から光吸収係数 μ_a を得るためには、被検体内の光量 Φ の分布を求める必要がある。つまり、初期音圧を光量で除することにより光吸収係数を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

40

【特許文献1】特開2010-88627号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、測定信号を再構成する事によって得られる初期音圧は、探触子の周波数帯域の影響を受けてしまう。そのため、式(1)で示すような、被検体内部の吸収係数と光量の積に基づく初期音圧を正確には得られない。その結果、吸収係数・酸素飽和度・成分濃度などの特性情報を正確に算出できないという課題がある。

【0007】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、探触子の周波数帯域の影

50

響を低減し、被検体の特性情報をより正確に算出するための技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、

被検体の背景吸収係数情報を取得する第1取得手段と、光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいて、被検体の吸収係数分布情報を取得する第2取得手段と、前記背景吸収係数情報と前記吸収係数分布情報とを用いて、補正された吸収係数分布情報を取得する第3取得手段と、を有することを特徴とする処理装置である。

【0009】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

被検体の背景吸収係数情報を取得する第1取得手段と、光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいて、初期音圧分布情報を取得する第4取得手段と、前記背景吸収係数情報を用いて背景初期音圧情報を取得する第5取得手段と、前記背景初期音圧情報と前記初期音圧分布情報とを用いて、補正された初期音圧分布情報を取得する第6取得手段と、を有することを特徴とする処理装置である。

【0010】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

被検体の背景吸収係数情報を取得する第1取得ステップと、光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいて、被検体の吸収係数分布情報を取得する第2取得ステップと、前記背景吸収係数情報と前記吸収係数分布情報とを用いて、補正された吸収係数分布情報を取得する第3取得ステップと、を含むことを特徴とする、処理方法である。

【0011】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

被検体の背景吸収係数情報を取得する第1取得ステップと、光が被検体に照射されることにより発生する光音響波に基づいた初期音圧分布情報を取得する第4取得ステップと、前記背景吸収係数情報を用いて背景初期音圧情報を取得する第5取得ステップと、前記背景初期音圧情報と前記初期音圧分布情報とを用いて、補正された初期音圧分布情報を取得する第6取得ステップと、を含むことを特徴とする、処理方法である。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、探触子の周波数帯域の影響を低減し、被検体の特性情報をより正確に算出するための技術を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明に係る装置の構成図。

【図2】音響波検出器の帯域に起因した補正方法を説明するための図。

【図3】本発明の動作を説明するためのフローチャート。

【図4】実施例1に係る装置の構成図。

【図5】実施例1の動作を説明するためのフローチャート。

【図6】実施例2に係る装置の構成図。

【図7】実施例2の動作を説明するためのフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。

【0015】

本発明の被検体情報取得装置は、被検体に光（電磁波）を照射することにより被検体内で発生し伝播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

10

20

30

40

50

を利用した装置である。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を示す。組織を構成する物質とは、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の血液成分、あるいは脂肪、コラーゲン、水分などである。

【0016】

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。本発明の装置は、探触子等の音響波検出器によって被検体内で発生又は反射して伝播した音響波を受信する。

10

【0017】

(装置構成の概要)

図1は被検体情報取得装置を模式的に図示したものである。光源1はパルス光1aを発する。パルス光1aは照射光学系2によって、照射光3として、被検体4に照射される。被検体内部を伝搬・拡散した照射光が吸収体5に吸収されると、光音響波6が発生する。光音響波6は音響波検出器7で受信され、電気信号に変換される。処理装置8は、再構成等の情報処理、例えば電気信号から被検体内の関心領域の特性情報を生成する処理を行う。モニター9に、生成された特性情報に基づく画像データが表示される。音響波検出器は、本発明の音響検出部に相当する。処理装置は、本発明の処理部に相当する。

処理装置8は、音響波検出器7により得られた電気信号から、被検体4の内部の特性情報である第一の被検体情報を算出する。本発明の特徴は、処理装置8が、第一の被検体情報を補正し、第二の被検体情報を算出する点にある。

20

【0018】

第一の被検体情報は、被検体4内で発生する光音響波の初期音圧分布や、そこから算出された吸収係数分布など、光音響波の発生に關与する特性情報の空間分布である。初期音圧分布は、処理装置8が音響波検出器7より出力された電気信号にバックプロジェクション法などを施すことで生成される。その際、音響波検出器7より出力された信号をAD変換器により時系列デジタル信号に変換したのち、処理装置8により処理することが好ましい。処理装置8としては、PCなどの情報処理装置を好適に使用できる。吸収係数分布は、上記のように算出された初期音圧分布と、光量分布と、被検体のグルナイゼン係数分布から、式(1)を用いて算出される。ここで、グルナイゼン係数は被検体に応じた所定の値である。また、被検体内の光量分布には、後述のように計算値、推定値、計測値等を使用できる。

30

【0019】

(処理フローの概要)

図3に、本発明の動作の概要をフローチャートとして示す。

ステップS301において、光源1から被検体4にパルス光を照射する。ステップS302において、被検体表面に設置された音響波検出器7が、被検体内部の吸収体5から発生した音響波を受信して電気信号に変換する。ステップS303において、処理装置8が、電気信号を用いて被検体内部の第一の被検体情報を算出する。第一の被検体情報は特性情報、またはその分布として表わされる。ステップS304において、処理装置8が、補正值を用いて第一の被検体情報を補正する。ステップS305において、補正された第一の被検体情報から、第二の被検体情報が算出される。

40

【0020】

(周波数帯域感度特性)

バックプロジェクション法では、音響波検出器7より出力された時系列の信号から初期音圧の空間分布を算出(再構成)する。そのため、時系列信号の周波数特性が、算出される空間分布の空間周波数に影響を及ぼす。すなわち、生体内の微小空間から発生する光音響波は音響波検出器7に高周波成分の信号として受信され、空間周波数が高い(微小領域での)初期音圧分布として再構成される。また、生体内の広い領域から発生する光音響波

50

は音響波検出器 7 に低周波成分の信号として受信され、空間周波数が低い（広い領域での）初期音圧分布として再構成される。このように、音響波検出器 7 に周波数帯域感度特性（周波数帯域ごとの音響波受信感度の相違）がある場合、再構成された初期音圧の空間分布に影響が生じる。現実的には、音響波検出器には何らかの周波数帯域感度特性が存在する場合が多い。

【 0 0 2 1 】

例えば、音響波検出器 7 の高周波領域での感度低下がある場合、再構成される初期音圧分布において、細かな領域での初期音圧の変化は再現されない（解像度限界）。逆に、音響波検出器 7 の低周波領域での感度低下がある場合、被検体内での初期音圧分布の緩やかな変化は再現されない。すなわち、低周波領域で感度が低ければ、被検体内に均一に分布する初期音圧の分布はバックプロジェクション法によって再現できないこととなる。

10

吸収係数分布は初期音圧分布をもとに算出されるので、上と同様に、音響波検出器 7 の周波数帯域感度特性の影響を受ける。また、バックプロジェクション法による再構成に限らず、音響波の伝搬関係を用いて行われる他の再構成法においても、周波数帯域感度特性の影響を受ける。

【 0 0 2 2 】

上述の問題点は、次のように言い換えることができる。すなわち、音響波検出器は、得意な帯域以外の音波に対しては、受信感度が低いか、受信できない。仮に、ある音響波検出器が高い周波数帯域に感度特性があるとすると、微小な吸収体から発生する高周波の光音響波は検出しやすいが、均一性が高い様な領域（背景領域）から発生する低周波数の光音響波は検出しにくい（または検出できない）。つまり、吸収体以外の部分（背景吸収係数を持つ背景領域）から発生した低周波の光音響波は検出できない。その結果、検出信号を用いて画像再構成を行っても、吸収体以外の背景領域の初期音圧が再現できない。さらに、吸収体の位置においても、吸収体で発生した初期音圧と、吸収体の周囲の背景吸収係数による初期音圧との差分しか再現されない。

20

【 0 0 2 3 】

（補正值による補正処理）

本発明を特徴づける補正処理における補正值は、音響波検出器の周波数帯域感度に基づく値である。この補正值は、被検体全領域にわたり均一に、または緩やかに変化する背景分布が、周波数帯域感度特性のせいで再構成できないという問題を補正するためのものである。

30

【 0 0 2 4 】

図 2 を用いて、音響波検出器の周波数帯域感度特性にせいで背景領域の初期音圧が観測できない場合の補正方法について述べる。

図 2 (a) に本説明のための構成図を示す。被検体 4 に対して、照射光 3 が、右側から十分広い面積で照射されている。音響波検出器 7 は、光照射面と被検体を挟んで反対側に配置され、被検体に接している。吸収体 5 a、吸収体 5 b は被検体内部の異なる深さにある。ここでは、吸収体 5 a および 5 b を本発明の注目領域とする。背景領域は、均一性が比較的高い点で、注目領域と区別できる。

【 0 0 2 5 】

40

図 2 (b) は、図 2 (a) の被検体内の線上における実際の初期音圧分布 $P_0 \cdot r^e(z)$ である。横軸は音響波検出器が設置された側の被検体表面からの深さ z 、縦軸は音圧 P である。図 2 (c) は、図 2 (a) の被検体内の線上における光量分布 $I(z)$ である。横軸は上と同じく深さ z 、縦軸は光量 I である。図 2 (d) は、図 2 (a) の被検体内の線上における吸収係数分布 $\mu_a \cdot r^e(z)$ である。横軸は深さ z 、縦軸は吸収係数である。

図 2 (b) に見られるように、実際の初期音圧は $P_0 \cdot r^e(z)$ である。しかし、音響波検出器 7 として、吸収体 5 a および 5 b の大きさの部位から発生する光音響波の周波数帯域を、中心感度帯域とするものを使用した場合、背景の吸収係数に依存した初期音圧は検出できない。その結果、測定された初期音圧を再構成すると、図 2 (e) の様になって

50

しまう。図 2 (e) は音響波検出器で検出した信号から再構成して得られた初期音圧分布 $P_0^{me}(z)$ である。横軸は深さ z 、縦軸は音圧 P である。図 2 (e) を図 2 (b) と比較すると、背景吸収係数における成分が欠落している。

【 0 0 2 6 】

つまり、被検体 4 の背景吸収係数を μ_a^B 、吸収体の吸収係数を μ_a^T 、吸収体 5 a の位置を z^{T1} 、吸収体 5 b の位置を z^{T2} 、背景の位置を z^B とすると、それぞれの位置での初期音圧は、次の式 (2 a) ~ (2 c)、式 (3 a) ~ (3 c) で表わされる。

$$P_0^{re}(z^{T1}) = \mu_a^T \cdot (z^{T1}) \quad \dots (2a)$$

$$P_0^{re}(z^{T2}) = \mu_a^T \cdot (z^{T2}) \quad \dots (2b)$$

$$P_0^{re}(z^B) = \mu_a^B \cdot (z^B) \quad \dots (2c)$$

$$P_0^{me}(z^{T2}) = (\mu_a^T - \mu_a^B) \cdot (z^{T1}) \quad \dots (3a)$$

$$P_0^{me}(z^{T1}) = (\mu_a^T - \mu_a^B) \cdot (z^{T2}) \quad \dots (3b)$$

$$P_0^{me}(z^B) = (\mu_a^B - \mu_a^B) \cdot (z^B) \quad \dots (3c)$$

10

【 0 0 2 7 】

そのため、再構成して得られた初期音圧 $P_0^{me}(z)$ から (z) を除しても正確な吸収係数分布が得られず、図 2 (f) のようになる。図 2 (f) は図 2 (e) の初期音圧 $P_0^{me}(z)$ を光量 (z) で除する事で得られた $P_0^{me}(z) / (z)$ である。横軸は音響波検出器が設置された側の被検体表面からの深さ z 、縦軸は吸収係数である。図 2 (f) の吸収係数は、実際の吸収係数分布 (図 2 (d)) に比べて、背景の吸収係数 μ_a^B の分だけ低くなっている。このように、被検体内の吸収体の大きさに音響波検出器の中心帯域を合わせると、被検体の背景領域からの音響波を十分に受信できないため、初期音圧の再構成や吸収係数の算出が不正確となる。

20

【 0 0 2 8 】

そこで本発明では、図 2 (f) で得られた吸収係数に背景吸収係数を足すことで、図 2 (h) に示すように正確な吸収係数を算出可能となる。図 2 (h) は、横軸は深さ z 、縦軸は吸収係数である。

また、図 2 (g) に示すように図 2 (e) の初期音圧 $P_0^{me}(z)$ に背景吸収係数に起因した初期音圧 $\mu_a^B \cdot (z)$ を加算する方法もある。加算処理後の値を (z) で除することにより、正確な吸収係数分布 $P_0^{me}(z) / (z) + \mu_a^B$ を算出可能となる。

30

【 0 0 2 9 】

背景吸収係数は、時間分解スペクトロスコープ測定から取得できる。背景吸収係数は、また、周波数分解スペクトロスコープ測定から取得できる。背景吸収係数は、入力部より入力されることにより取得できる。

【 0 0 3 0 】

例えば、吸収体 5 a と吸収体 5 b の吸収係数 $\mu_a^{re}(z^{T1})$ 、 $\mu_a^{re}(z^{T2})$ がそれぞれ $0.012 / \text{mm}$ 、 $0.009 / \text{mm}$ 、背景吸収係数 $\mu_a^{re}(z^B)$ が $0.005 / \text{mm}$ とする。また、吸収体 5 a と吸収体 5 b の位置での光量 (z^{T1}) 、 (z^{T2}) がそれぞれ $50 \text{ mJ} / \text{mm}^2$ 、 $900 \text{ mJ} / \text{mm}^2$ とする。このとき、吸収体 5 a と吸収体 5 b の位置での実際の初期音圧は、それぞれ $0.6 \text{ mJ} / \text{mm}^3$ 、 $8.1 \text{ mJ} / \text{mm}^3$ となる。

40

一方、これらの吸収体の大きさの周波数帯域に合わせた探触子を用いて検出した検出信号を再構成して得られた初期音圧 (測定値) は、 $0.35 \text{ mJ} / \text{mm}^3$ 、 $3.6 \text{ mJ} / \text{mm}^3$ となる。この再構成して得られた初期音圧から、それぞれの位置での光量を除して吸収係数を算出すると、 $0.007 / \text{mm}$ 、 $0.004 / \text{mm}$ となる。したがって、実際の吸収係数より相当低い数値となり、正確な吸収係数を算出できない。

そこで本発明の手法により、この吸収係数 (測定値由来) に背景光学係数 ($0.005 / \text{mm}$) を足すと、吸収体 5 a、吸収体 5 b の吸収係数は、 $0.012 / \text{mm}$ 、 $0.009 / \text{mm}$ となり、正確な値が算出できる。また、再構成して得られた吸収体 5 a、吸収体 5 b の初期音圧 $0.35 \text{ mJ} / \text{mm}^3$ 、 $3.6 \text{ mJ} / \text{mm}^3$ に、背景吸収係数に光量をか

50

けた値(それぞれ 0.25 mJ/mm^2 、 4.5 mJ/mm^2)を足すと、 0.6 mJ/mm^2 、 8.1 mJ/mm^2 となる。これらを光量で割ることによっても、吸収係数 $0.012/\text{mm}$ 、 $0.009/\text{mm}$ を正確に算出できる。

【0031】

<実施例1>

本実施例は、被検体を乳房として、乳房中の酸素飽和度分布をイメージングする被検体情報取得装置について述べる。本実施例において、被検体は、平行平板の保持板ではさみこむ形で保持される。また、本実施例の被検体情報取得装置は、周波数分解スペクトロスコーピー測定機構を備えており、周波数分解スペクトロスコーピー測定により被検体の背景吸収係数を算出して補正值として用いる。

10

【0032】

図4を用いて、本実施例の装置構成に関して説明する。図1と異なる部品を中心に説明する。保持板16、17は光と音響波の両方の透過性の高いポリメチルペンテンを材料とする。保持板16、17は平行平板になっており、少なくとも一方が可動である。そして、保持板16と保持板17との間隔が変わることで、被検体4を挟み込んで固定できる。

【0033】

最初に、本実施例の被検体情報取得装置における、被検体4の背景吸収係数を算出する機構について述べる。第二の光源10と光検出器12は、保持板越しに被検体を挟んで、対峙して配置されている。第二の光源10は、複数の波長の光を照射できる。すなわち、第二の光源10は、波長 637 nm 、 686 nm 、 756 nm 、 797 nm 、 808 nm 、 852 nm 、 912 nm 、 975 nm のレーザーダイオードを切り替えることで被検体を照射できる。光検出器12はアバランシェフォトダイオードであり、第二の光源10から照射された照射光11が被検体4内を拡散して光検出器12の位置に出てきた光を検出する。レーザーダイオードで光を出力するための、印可電圧の時間波形を参照波形とし、アバランシェフォトダイオードで検出された光の強度波形を測定波形として、ロックインアンプに入力し、位相の変化と光の強度減衰を測定する。この測定される位相変化と光の強度減衰を用いて、背景吸収係数、背景散乱係数を算出する。背景吸収係数・背景散乱係数は、被検体4の吸収係数・散乱係数が均一として、光伝搬の逆問題を解き、算出される。さらに、被検体4の各波長の背景吸収係数・背景散乱係数に対して、脂肪・水・酸化ヘモグロビン・還元ヘモグロビンの吸収スペクトルを用いてフィッティングを行い、各成分

20

30

【0034】

次に、本実施例の被検体情報取得装置における、波長 756 nm 、 797 nm を使って光音響測定を行い、それぞれの波長の吸収係数分布を算出し、吸収係数分布を背景吸収係数分布で補正して、酸素飽和度を算出する機構について説明する。このように複数の波長で吸収係数を求めることで、物質の濃度が計算できる。

照射光学系2と音響波検出器7は、透過型光音響測定を行うために被検体を挟んで対峙して配置されている。

40

光源1は 756 nm 、 797 nm を出射可能なチタンサファイアレーザーである。光源1から出射された波長 756 nm のパルス光1aは、バンドルファイバ入射光学系14を通して、バンドルファイバ13に入射する。バンドルファイバ13の出射端は照射光学系2に接続され、ファイバから出射したパルス光は、照射波長依存が少なくなるように、レンズや、拡散板等を通して、照明光3として被検体4に照射される。

【0035】

照射光3は、被検体4内を拡散して、吸収体5で吸収され、光音響波6が発生する。

光音響波6は、音響波検出器7で電気信号に変換される。音響波検出器7は、2次元アレイトランスデューサで、中心周波数が 2 MHz のピエゾ素子からなる。この電気信号を

50

用い、バックプロジェクション法により波長756nmの初期音圧分布 $P_0(756nm, r)$ を算出する。あらかじめ測定した被検体の形状と照射光3の分布と、背景吸収係数、背景散乱係数から、光拡散方程式を有限要素法で解いて、波長756nmの光量分布 $(756nm, r)$ を算出する。このようにして算出された初期音圧 $P_0(756nm, r)$ と光量 $(756nm, r)$ から、式(1)を用いて吸収係数 $\mu_a(756nm, r)$ を算出する。さらに周波数分解スペクトロスコピー測定で得られた背景吸収係数 $\mu_a^B(756nm)$ を吸収係数分布 $\mu_a(756nm, r)$ に加えることにより、被補正吸収係数分布 $\mu_a^C(756nm, r)$ を算出する。

【0036】

同様に、光源1から出射された波長797nmのパルス光1aは、バンドルファイバ入射光学系14、バンドルファイバ13の出射端に接続された照射光学系2、レンズや拡散板等を経由して、照明光3として被検体4に照射される。照射光3は、被検体4中を拡散して、吸収体5で吸収され、光音響波6が発生する。光音響波6は、音響波検出器7で電気信号に変化される。音響波検出器7は、2次元アレイトランスデューサで、中心周波数が2MHzのピエゾ素子からなる。この電気信号を用い、バックプロジェクション法により波長797nmの初期音圧分布 $P_0(797nm, r)$ を算出する。あらかじめ測定した被検体の形状と照射光3の分布と、背景吸収係数、背景散乱係数から、光拡散方程式を有限要素法で解いて、波長797nmの光量分布 $(797nm, r)$ を算出する。このようにして算出された初期音圧 $P_0(797nm, r)$ と光量 $(797nm, r)$ から、式1を用いて吸収係数 $\mu_a(797nm, r)$ を算出する。さらに周波数分解スペクトロスコピー測定で得られた背景光学係数 $\mu_a^B(797nm)$ を吸収係数分布 $\mu_a(797nm, r)$ に加えることにより、被補正吸収係数分布 $\mu_a^C(797nm, r)$ を算出する。

【0037】

これらのそれぞれの波長における被補正吸収係数分布 $\mu_a^C(756nm, r)$ 、 $\mu_a^C(797nm, r)$ から、式(4)を用いて酸素飽和度を算出する。

【数1】

$$StO_2(r) = \frac{-\mu_a^C(756nm, r)\epsilon_{Hb}(797nm) + \mu_a^C(756nm, r)\epsilon_{Hb}(756nm)}{-\mu_a^C(756nm, r)\{\epsilon_{Hb}(797nm) - \epsilon_{HbO}(797nm)\} + \mu_a^C(797nm, r)\{\epsilon_{Hb}(756nm) - \epsilon_{HbO}(756nm)\}} \dots(4)$$

ここで、 $\epsilon_{Hb}(\quad)$ と $\epsilon_{HbO}(\quad)$ は、それぞれ波長 nm における還元ヘモグロビンの吸収係数、酸化ヘモグロビンの吸収係数である。

算出された酸素飽和度分布は、モニター9に3次元画像やスライス画像等の形式で表示される。

【0038】

図5に本実施例のフロー図を示す。図5を用いて本実施例の手法について説明する。

まず、ステップS501において、周波数分解光スペクトロスコピー測定を行い、波長756nmと797nmの背景吸収係数・背景散乱係数を算出する。

続いて波長756nmでの測定に移る。ステップS502において、波長756nmのパルス光を被検体に照射する。ステップS503において、波長756nmのパルス光を照射したことにより吸収体から発生した音響波を音響波検出器で検出し、電気信号に変換する。ステップS504において、前記電気信号から波長756nmの初期音圧分布を算出し、あらかじめ計測した被検体形状と、照射光の分布と、波長756nmの被検体の背景吸収係数と背景散乱係数から光量分布を算出し、吸収係数分布を算出する。ステップS505において、前記吸収係数分布に前記背景吸収係数を加算することにより波長756nmの被補正吸収係数分布を算出する。このステップは本発明を特徴づける補正值による補正である。

【0039】

10

20

30

40

50

続いて波長797nmでの測定に移る。ステップS506において、波長797nmのパルス光を被検体に照射する。ステップS507において、波長797nmのパルス光を照射したことにより吸収体から発生した音響波を音響波検出器で検出し、電気信号に変換する。ステップS508において、前記電気信号から波長797nmの初期音圧分布を算出し、あらかじめ計測した被検体形状と、照射光の分布と、波長797nmの被検体の背景吸収係数と背景散乱係数から光量分布を算出し、吸収係数分布を算出する。ステップS509において、前記吸収係数分布に前記背景吸収係数を加算することにより波長797nmの被補正吸収係数分布を算出する。このステップも、補正值による補正処理である。最後に、ステップS510において、波長756nmの被補正吸収係数分布と波長797nmの被補正吸収係数分布を用いて、式2から酸素飽和度分布を算出する。

10

【0040】

以上に述べたように、音響波検出器の周波数帯域感度特性により背景領域の音響波が十分に受信できず、正確な初期音圧（あるいはそれから求められる吸収係数や酸素飽和度など）が求められない場合が存在する。しかし本発明によれば、そのような場合であっても、背景吸収係数や背景散乱係数に基づく補正值を用いて測定された初期音圧、あるいは算出された吸収係数を補正し、より正確な値を求めて画像データの生成や診断に利用できるようになる。

【0041】

本発明は、上記のように被検体情報取得装置として捉えることができる。本発明はまた、かかる装置の制御方法として捉えることもできる。本発明はさらに、かかる制御方法の各ステップを装置の処理装置等に行わせるプログラムとして実現することもできる。

20

【0042】

<実施例2>

本実施例は、被検体を乳房として、乳房中の酸素飽和度分布をイメージングする被検体情報取得装置について述べる。本実施例において、被検体は、水槽内に挿入されて測定される。また、本実施例は入力部を備えており、予め測定または推定された背景吸収係数を入力されることにより補正值として用いる。

【0043】

図6を用いて、本実施例の装置構成に関して説明する。図1と異なる部品を中心に説明する。容器18は光と音響波の両方の透過性の高いポリメチルペンテンを材料とする。容器18は、上面（紙面上側）が解放されて、水19で満たされている。被検体4は、上面から容器18に挿入され、水19に漬けられる。

30

【0044】

実施例1の装置には、周波数スペクトロスコーピー測定装置が内蔵されており、周波数スペクトロスコーピー測定装置を使って被検体4の背景吸収係数・背景散乱係数を算出する。それに対して、本実施例の装置は入力部20を備えており、本装置の操作者が入力部20から被検体4の背景吸収係数・背景散乱係数を入力することで、被検体4の背景吸収係数・背景散乱係数を取得する。入力される背景吸収係数・背景散乱係数は、他の装置によって測定された値を入れてもいいし、年齢やBMI値等を使って推定した値を入力してもよい。被検体4の背景吸収係数・背景散乱係数が既知であるならば、既知の値を入力してもよい。また、背景吸収係数・背景散乱係数を推定できる年齢・BMI値等を入力できるようになっていてもよい。

40

【0045】

次に、本実施例の被検体情報取得装置における、波長1064nmの光を使って光音響測定を行い、初期音圧分布を算出し、初期音圧分布を背景吸収係数と光量分布で補正して、被補正初期音圧分布を算出する機構について説明する。照射光学系2は、被検体4を下から照射するように配置されている。音響波検出器7は、被検体4の吸収体5から発生する光音響波6を、被検体4の周りを360度方向で測定できるように水槽18の側面に配置されており、水槽18の壁面をスキャン出来るように配置されている。

光源1は1064nmを出射可能なYAGレーザーである。光源1から出射された波長

50

1064 nmのパルス光1 aは、空中伝搬光学系15に入射する。空中伝搬光学系15の出射端は照射光学系2に接続され、照射光3が被検体4のある程度の範囲に均一に照射されるために、レンズや拡散板を通じて照射光3として被検体4に照射される。

【0046】

照射光3は被検体4内を拡散して、吸収体5で吸収され、超音響波6が発生する。

【0047】

超音響波6は、超音響波検出器7で電気信号に変換される。超音響波検出器7は、1次元アレイトランスデューサで、中心周波数が3 MHzのcMUT素子からなる。この電気信号を用い、逐次再構成法により波長1064 nmの初期音圧分布 $P_0(1064\text{ nm}, r)$ を算出する。あらかじめ測定した被検体の形状と照射光3の分布と、背景吸収係数、背景光学係数から、光輸送方程式を有限要素法で解いて、波長1064 nmの光量分布 $(1064\text{ nm}, r)$ を算出する。このように算出された初期音圧 $P_0(1064\text{ nm}, r)$ と、光量 $(1064\text{ nm}, r)$ と背景吸収係数 $\mu_a B(1064\text{ nm})$ の積 $P_0 B(1064\text{ nm}, r)$ を加えることにより被補正初期音圧分布 $P_0 C(1064\text{ nm}, r)$ を算出する。

10

【0048】

図7に本実施例のフロー図を示す。図7を用いて本実施例の手法について説明する。

まず、ステップS701において、入力部により入力された波長1064 nmの背景吸収係数・背景散乱係数を取得する。

続いて波長1064 nmでの測定に移る。ステップS702において、波長1064 nmのパルス光を被検体に照射する。ステップS703において、波長1064 nmのパルス光を照射したことにより吸収体から発生した超音響波を超音響波検出器で検出し、電気信号に変換する。ステップS704において、前記電気信号から波長1064 nmの初期音圧分布を算出する。ステップS705において、予め計測した被検体形状と、照射光分布と、波長1064 nmの被検体の背景吸収係数と背景散乱係数から光量分布を算出する。ステップS706において、前記初期音圧分布に前記背景吸収係数と前記光量分布の積を加算する事により波長1064 nmの被補正初期音圧分布を算出する。このステップは本発明を特徴づける補正值の補正である。

20

【0049】

以上に述べたように、超音響波検出器の周波数帯域感度特性により背景領域の超音響波が十分に受信できず、正確な初期音圧(あるいはそれから求められる吸収係数や酸素飽和度など)が求められない場合が存在する。しかし本発明によれば、そのような場合であっても、背景吸収係数や背景散乱係数に基づく補正值を用いて測定された初期音圧、あるいは算出された吸収係数を補正し、より正確な値を求めて画像データの生成や診断に利用できるようになる。

30

【0050】

本発明は、上記のように被検体情報取得装置として捉えることができる。本発明はまた、かかる装置の制御方法として捉えることもできる。本発明はさらに、かかる制御方法の各ステップを装置の処理装置等に行わせるプログラムとして実現することもできる。

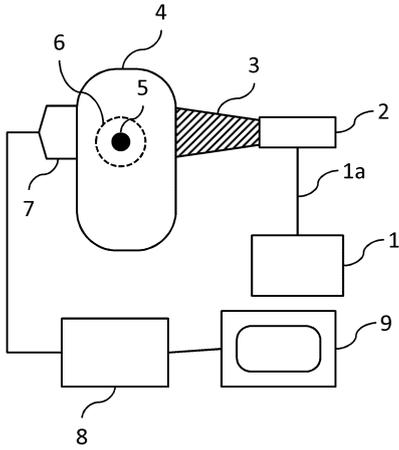
【符号の説明】

40

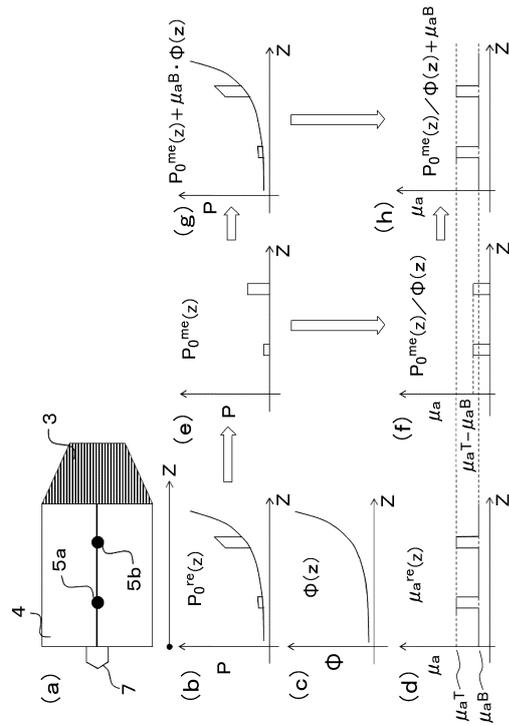
【0051】

1：光源，2：照射光学系，7：超音響波検出器，8：処理装置，12：光検出器

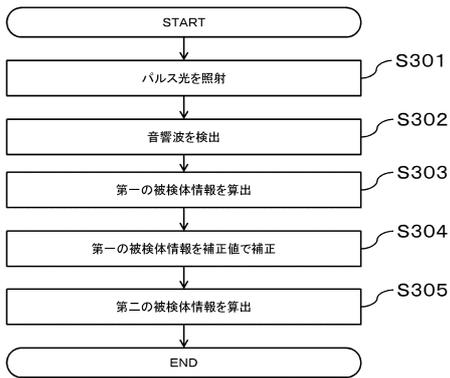
【図1】



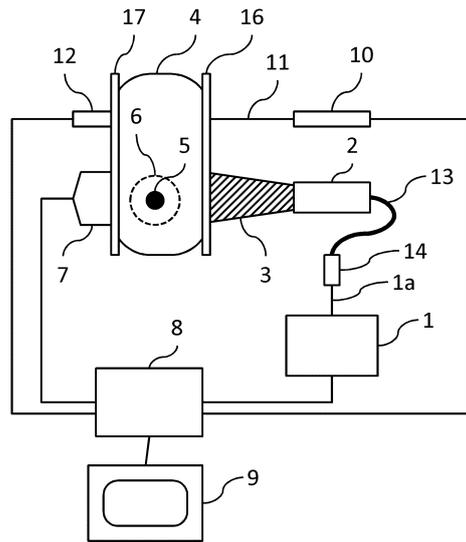
【図2】



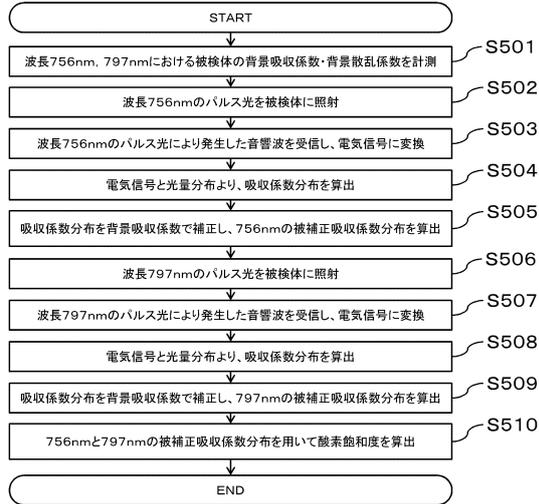
【図3】



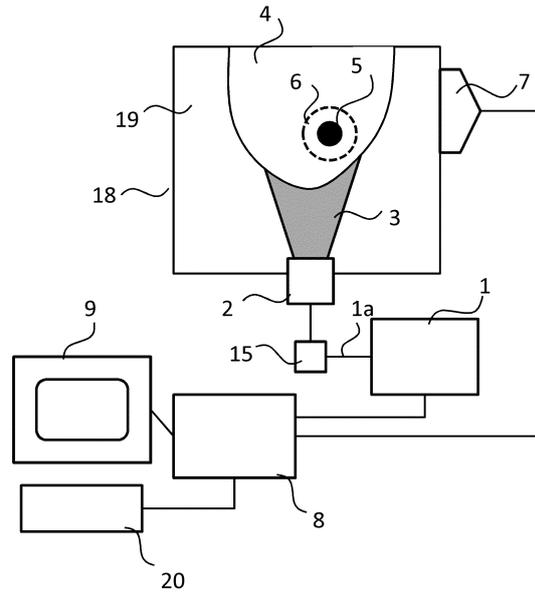
【図4】



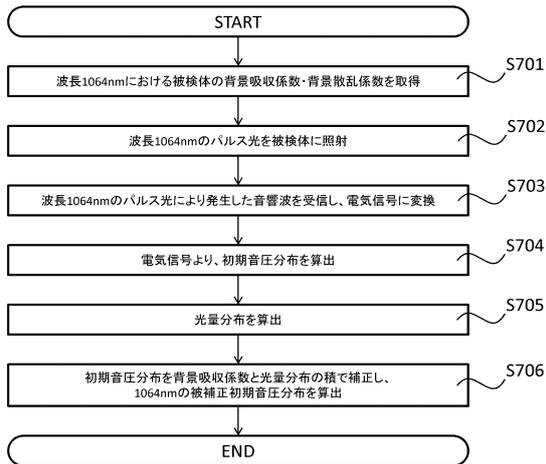
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (72)発明者 宮里 卓郎
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 城野 潤平
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 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2009-031262(JP,A)
特開2010-068885(JP,A)
特開2010-088498(JP,A)
特開2010-088499(JP,A)
特開2010-088873(JP,A)
特表2011-503570(JP,A)
特開2012-061202(JP,A)
特開2012-223283(JP,A)
特開2013-215522(JP,A)
国際公開第2010/024290(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00