

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年7月25日(25.07.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/108375 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/050914
- (22) 国際出願日: 2012年1月18日(18.01.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 宮里 卓郎 (MIYASATO Takuro) [JP/JP]; 〒1468501 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 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 阿部 琢磨, 外 (ABE Takuma et al.); 〒1468501 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 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

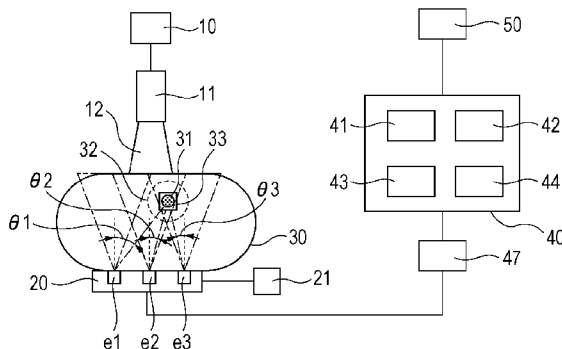
(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: SUBJECT INFORMATION ACQUISITION DEVICE AND SUBJECT INFORMATION ACQUISITION METHOD

(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

[図1]



(57) Abstract: Disclosed are a subject information acquisition device and subject information acquisition method whereby, in photoacoustic imaging, optical property values can be acquired accurately. The subject information acquisition device is provided with signal processing means comprising: a setting section that sets prescribed sensitivity regions corresponding to a plurality of respective acoustic wave detection elements, based on the sensitivity distribution of the plurality of acoustic wave detection elements; an initial acoustic pressure acquisition section in which acoustic wave detection elements are acquired in which the region of interest is not included in the prescribed sensitivity region and that acquires the initial acoustic pressure in the region of interest without employing a detection signal corresponding to the region of interest; an optical amount acquisition section that acquires an integrated optical amount in the region of interest, based on the detection signal for which the initial acoustic acquisition section was employed; and an optical property value acquisition section that acquires an optical property value in this region of interest, using the initial

acoustic pressure acquired by the initial acoustic pressure acquisition section and the integrated optical amount acquired by the optical amount acquisition section.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2013/108375 A1



光音響イメージングにおいて、光学特性値を精度良く取得することのできる被検体情報取得装置及び被検体情報取得方法を提供する。本発明に係る被検体情報取得装置は、複数の音響波検出素子の感度分布に基づき、複数の音響波検出素子のそれぞれに対応する所定の感度領域を設定する設定部と、所定の感度領域に関心領域が含まれていない音響波検出素子が取得した、関心領域に対応する検出信号を用いずに、関心領域における初期音圧を取得する初期音圧取得部と、初期音圧取得部が用いた検出信号に基づき、関心領域における積算光量値を取得する光量値取得部と、初期音圧取得部が取得した初期音圧と、光量値取得部が取得した積算光量値と、を用いて、前記関心領域における光学特性値を取得する光学特性値取得部と、を備える信号処理手段を有する。

明 細 書

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

技術分野

[0001] 本発明は、被検体に光を照射することにより発生した光音響波を検出することにより、被検体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] 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。このような光イメージング技術の一つとして、光音響イメージング（PAI：Photoacoustic Imaging）がある。光音響イメージングとは、光源から発生したパルス光を被検体（生体）に照射し、被検体内を伝播・拡散した光が被検体内で吸収されて発生する光音響波を検出し、検出した音響波を解析処理することで、被検体内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分布、特に、吸収係数分布、酸素飽和度分布などを得ることができる。

[0003] 光音響イメージングでは、被検体内における関心領域から発生する光音響波の初期音圧 P_0 は、次式で表すことができる。

[0004] [数1]

$$P_0 = \Gamma \cdot \mu_a \cdot \Phi \quad \dots \text{式 (1)}$$

[0005] ここで、 Γ はグルナイゼン係数であり、体積膨張係数 β 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。 Γ 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。そして、 μ_a は関心領域の吸収係数、 Φ は関心領域における積算光量値である。

[0006] 特許文献1には、被検体中を伝搬してきた光音響波の音圧 P の時間変化を音響波検出器で検出し、その検出結果から被検体内の初期音圧分布を算出する技術が記載されている。特許文献1によると、算出された初期音圧をグル

ナイゼン係数 Γ 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。そして、式(1)で示されるように、初期音圧 P_0 から吸収係数 μ_a を得るためには、光エネルギー吸収密度を光量 Φ で除することが必要である。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2010-88627号公報

特許文献2：特開2006-51355号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、特許文献1に記載の光音響イメージングにおいては、さらに光学特性値を精度良く取得することが望まれていた。

[0009] そこで、本発明は、光音響イメージングにおいて、光学特性値をより精度良く取得することのできる被検体情報取得装置及び被検体情報取得方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 上記課題に鑑み、本発明に係る被検体情報取得装置は、複数の音響波検出素子の感度分布に基づき、複数の音響波検出素子のそれぞれに対応する所定の感度領域を設定する設定部と、所定の感度領域に関心領域が含まれていない音響波検出素子が取得した、関心領域に対応する検出信号を用いずに、関心領域における初期音圧を取得する初期音圧取得部と、初期音圧取得部が用いた検出信号に基づき、関心領域における積算光量値を取得する光量値取得部と、初期音圧取得部が取得した初期音圧と、光量値取得部が取得した積算光量値と、を用いて、前記関心領域における光学特性値を取得する光学特性値取得部と、を備える信号処理手段を有する。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、光学特性値をより精度良く取得することのできる被検体

情報取得装置及び被検体情報取得方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

- [0012] [図1]第1の実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。
[図2]第1の実施形態に係る被検体情報取得方法のフローチャート図である。
[図3A]第2の実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。
[図3B]第2の実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。
[図3C]第2の実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。
[図4A]第4の実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。
[図4B]第4の実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。
[図4C]第4の実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。
[図5A]第4の実施形態に係る別の被検体情報取得装置の模式図である。
[図5B]第4の実施形態に係る別の被検体情報取得装置の模式図である。
[図5C]第4の実施形態に係る別の被検体情報取得装置の模式図である。

発明を実施するための形態

- [0013] 光音響イメージングにおいて、光音響波を検出して取得した検出信号は、バックグラウンドノイズを含んでいる。そのため、光音響イメージングにおいては、バックグラウンドノイズを含む S/N が低い検出信号を用いずに、関心領域における初期音圧を取得することが望ましい。例えば、特許文献2には、超音波イメージングではあるが、関心領域と音響波検出素子とのなす角度が所定の値以下である場合（音響波検出素子に対応する所定の感度領域に関心領域が含まれていない場合）、音響波検出素子が関心領域からの音響波の受信を阻止することが記載されている。このような方法を行うことにより、 S/N が低い検出信号を用いずに超音波画像を取得している。

- [0014] そこで、本発明者は、特許文献2に記載の技術を光音響イメージングに適用した。具体的には、シミュレーションにより、所定の感度領域に関心領域が含まれていない音響波検出素子が取得した検出信号を用いずに再構成を行い、関心領域における初期音圧を取得した。このようにして得られた初期音圧は、 S/N が低い検出信号を用いずに再構成された初期音圧であるため、

ノイズによる誤差が小さい。そして、本発明者は、この初期音圧を用いて、特許文献 1 に記載の方法で、関心領域における吸収係数を求めた。しかしながら、上記方法で算出された吸収係数の値は、シミュレーションで設定した吸収係数の値とは異なっていた。

[0015] そこで、上記課題に鑑み、本発明者が鋭意検討した結果、初期音圧を取得する際には、音響波検出素子の感度に基づいて用いる検出信号を選択していたのに対し、積算光量値を取得する際には、音響波検出素子の感度を考慮していなかったことが原因であることがわかった。

[0016] そこで、本発明者は、吸収係数の取得の際に、音響波検出素子の感度に基づいて用いる検出信号を選択することに加え、音響波検出素子の感度に基づいて積算光量値を取得することにより、精度良く光学特性値としての吸収係数を取得できることを見出した。

[0017] 以下に、シミュレーションによる本発明に係る実施形態を説明する。

[0018] (第 1 の実施形態)

図 1 は、本実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。光源 10 から発したパルス光は、光学系 11 に導かれ、照射光 12 として被検体 30 に照射される。被検体 30 内の光吸収体 31 から発生した光音響波 32 は、音響波検出素子 e1, e2, e3 を備えた音響波検出器 20 で検出される。そして、音響波検出器 20 が取得した複数の検出信号は、信号収集器 47 で増幅、デジタル変換され、信号処理装置 40 のメモリに格納される。そして、信号処理手段としての信号処理装置 40 に備えられた初期音圧取得部としての初期音圧取得モジュール 42 は、複数の検出信号を用いて画像再構成することにより、被検体 30 内の関心領域 33 における初期音圧を取得する。また、信号処理装置 40 に備えられた光量値取得部としての光量値取得モジュール 43 は、関心領域 33 における積算光量値を取得する。そして、信号処理装置 40 に備えられた光学特性値取得部としての光学特性値取得モジュール 44 は、関心領域 33 における初期音圧及び光量値を用いて、関心領域 33 における光学特性値を取得する。そして、取得した光学特性値を表示手

段としての表示装置 50 に表示させる。

[0019] ここで、関心領域とは、初期音圧取得モジュール 42 により再構成される領域の最小単位であるボクセルのことを指す。なお、初期音圧取得モジュール 42 は、被検体 30 の全領域にわたって関心領域を設定することにより、被検体全体の初期音圧分布を取得することができる。また、同様に、光量値取得モジュール 43 および光学特性値取得モジュール 44 は、被検体の全領域にわたって関心領域を設定することにより、被検体全体の積算光量値分布および吸収係数分布を取得することができる。

[0020] ここで、図 1 に示す音響波検出素子 e_1 、 e_2 、 e_3 のそれぞれが取得した関心領域 33 に対応する検出信号を $P_{d1}(r_T)$ 、 $P_{d2}(r_T)$ 、 $P_{d3}(r_T)$ とする。また、音響波検出素子の正面から入ってきた光音響波に対して、音響波検出素子の正面から θ だけ角度を持って入ってきた光音響波の検出信号への変換効率を $A(\theta)$ とする。そして、関心領域 33 に対してそれぞれの音響波検出素子のなす角度を θ_1 、 θ_2 、 θ_3 とすると、それぞれの音響波検出素子の指向性による変換効率は、 $A(\theta_1)$ 、 $A(\theta_2)$ 、 $A(\theta_3)$ と表現できる。また、検出信号 $P_{d1}(r_T)$ 、 $P_{d2}(r_T)$ 、 $P_{d3}(r_T)$ のそれぞれに対応する関心領域 33 における光量値 $\Phi_1(r_T)$ 、 $\Phi_2(r_T)$ 、 $\Phi_3(r_T)$ とする。ここで、本実施形態では、関心領域 33 を光吸収体 31 の位置 r_T に設定している。

[0021] ここで、音響波検出素子から関心領域 33 までの距離を r とし、被検体内の光音響波の伝搬速度を c とし、被検体 30 に照射光 12 を照射した時間を $t = 0$ とする。この場合、関心領域に対応する検出信号とは、 $t = r/c$ の時間に音響波検出素子が取得した検出信号のことを指す。また、関心領域に対応する検出信号に対応する、関心領域 33 における光量値とは、 $t = 0$ の時間に照射された照射光 12 の関心領域 33 における光量値のことを指す。

[0022] (一部の検出信号を用いないシミュレーション例)

以下に、図 1 を用いて、音響波検出素子の感度に基づき、一部の検出信号を用いずに取得した初期音圧より、吸収係数を取得するシミュレーションの

例を説明する。本シミュレーションでは、光吸収体 31 の吸収係数を、 $\mu_a = 0.088 / \text{mm}$ と設定した。

[0023] まず、初期音圧取得モジュール 42 は、式 (2) に示すように検出信号 $P_{d1}(r_T)$ 、 $P_{d2}(r_T)$ 、 $P_{d3}(r_T)$ と、変換効率 $A(\theta 1)$ 、 $A(\theta 2)$ 、 $A(\theta 3)$ を用いて、関心領域 33 における初期音圧 $P_0(r_T)$ を取得する。

[0024] [数2]

$$P_0(r_T) = \frac{P_{d1}(r_T)}{A(\theta 1)} + \frac{P_{d2}(r_T)}{A(\theta 2)} + \frac{P_{d3}(r_T)}{A(\theta 3)} \quad \dots \text{式 (2)}$$

[0025] ここで、シミュレーションにより得られた検出信号、および、シミュレーションで設定した変換効率は、以下のとおりである。

$$P_{d1}(r_T) = 132 \text{ Pa}$$

$$P_{d2}(r_T) = 231 \text{ Pa}$$

$$P_{d3}(r_T) = 198 \text{ Pa}$$

$$A(\theta 1) = 0.4$$

$$A(\theta 2) = 0.7$$

$$A(\theta 3) = 0.6$$

[0026] そして、これらのパラメータを用いて、式 (2) より算出した初期音圧は、 $P_0(r_T) = 990$ となる。

[0027] また、図 1 においては、音響波検出素子の変換効率が所定の値より大きい領域（所定の感度領域）を、点線の三角形の領域で示す。ここでは、変換効率 $A(\theta) = 0.5$ を所定の値として設定している。

[0028] ここで、本実施形態においては、音響波検出素子 e1 に対応する三角形の領域（所定の感度領域）に関心領域 33 が含まれていない。そのため、初期音圧取得モジュール 42 は、音響波検出素子 e1 が取得した関心領域 33 に対応する検出信号 $P_{d1}(r_T)$ を用いずに、式 (3) で示される関心領域 33 における初期音圧 $P_0'(r_T)$ を取得する。

[0029]

[数3]

$$P_0'(r_T) = \frac{P_{d2}(r_T)}{A(\theta_2)} + \frac{P_{d3}(r_T)}{A(\theta_3)} \quad \dots \text{式 (3)}$$

[0030] そして、前述したパラメータを用いて、式(3)から算出される関心領域33における初期音圧は、 $P_0'(r_T) = 660$ となった。

[0031] 次に、光量値取得モジュール43は、被検体の背景光学係数などから光伝搬モンテカルロ法・輸送方程式・光拡散方程式等を用いて、被検体内の積算光量値を取得する。

[0032] 例えば、光量値取得モジュール43は、検出信号 $P_{d1}(r_T)$ 、 $P_{d2}(r_T)$ 、 $P_{d3}(r_T)$ のそれぞれに対応する関心領域33における光量値 $\Phi_1(r_T)$ 、 $\Phi_2(r_T)$ 、 $\Phi_3(r_T)$ を算出する。

[0033] そして、光量値取得モジュール43は、これらを用いて式(4)で示される関心領域33における積算光量値 $\Phi(r_T)$ を取得する。

[0034] [数4]

$$\Phi(r_T) = \Phi_1(r_T) + \Phi_2(r_T) + \Phi_3(r_T) \quad \dots \text{式 (4)}$$

[0035] ここで、シミュレーションで得られた関心領域における光量値は、以下のとおりであった。

$$\Phi_1(r_T) = 3750 \text{ mJ/m}^2$$

$$\Phi_2(r_T) = 3750 \text{ mJ/m}^2$$

$$\Phi_3(r_T) = 3750 \text{ mJ/m}^2$$

[0036] そして、これらのパラメータを用いて、式(4)より関心領域における積算光量値を算出すると、 $\Phi(r_T) = 11250 \text{ mJ/m}^2$ となる。

[0037] 次に、光学特性値取得モジュール44は、式(3)に示す関心領域33における初期音圧 $P_0'(r_T)$ と、式(4)に示す関心領域33における積算光量値 $\Phi(r_T)$ とを用いて、式(5)に示す関心領域33における吸収係数 $\mu_a(r_T)$ を取得する。

[0038] ここで、グリュナイゼン係数 $\Gamma = 1$ としている。

[0039] [数5]

$$\mu_a(r_T) = \frac{\frac{P_{d2}(r_T)}{A(\theta 2)} + \frac{P_{d3}(r_T)}{A(\theta 3)}}{\Phi_1(r_T) + \Phi_2(r_T) + \Phi_3(r_T)} \quad \dots \text{式 (5)}$$

[0040] ここで、前述したパラメータを用いて式（5）より算出される、光吸収体の位置 r_T に設定された関心領域 33 における吸収係数は、 $\mu_a = 0.059 / \text{mm}$ となる。一方、シミュレーションで設定された光吸収体 31 の吸収係数は、 $\mu_a = 0.088 / \text{mm}$ である。これより、式（5）より求めた吸収係数は設定値より小さくなっていることがわかる。すなわち、上記方法により取得した初期音圧を用いて吸収係数を取得する場合には、積算光量値の取得にさらなる工夫が必要である。

[0041] （一部の検出信号および一部の光量値を用いないシミュレーション例）

そこで、以下に、本発明者が見出した本実施形態に係る被検体情報取得方法を、図 2 のフローチャートを用いて説明する。以下の番号は、図 2 に示す処理番号と一致する。

[0042] （S100：音響波検出素子の感度分布に基づいて、所定の感度領域を設定する工程）

この工程では、複数の音響波検出素子の感度分布に基づいて、複数の音響波検出素子のそれぞれに対応する所定の感度領域を設定する。それぞれの音響波検出素子に対応する所定の感度領域のテーブルを、信号処理装置 40 のメモリに格納する。

[0043] ここでは、信号処理装置 40 に備えられた設定部としての設定モジュール 41 が、音響波検出素子の感度が所定の値より大きい領域を、所定の感度領域として設定してもよい。なお、所定の値は、システムノイズに基づき、設定モジュール 41 により自動で設定されてもよい。また、所定の値は、音響波検出素子の感度をヒストグラムとして表示装置 50 に表示させ、作業者がヒストグラムに基づいて所定の値を選択してもよい。このとき、所定の値は、システムノイズを考慮して選択することが好ましい。

- [0044] ここで、音響波検出素子の感度とは、例えば、音響波検出素子の変換効率や、関心領域から音響波検出素子までの光音響波の拡散や散乱による減衰を示す減衰率などによって決定される。なお、変換効率は、光音響波が音響波検出素子に入射する角度などにより決定される。また、減衰率は、関心領域と音響波検出素子との距離などにより決定される。
- [0045] 例えば、上記で示したシミュレーションの例の場合、設定モジュール41は、変換効率 $A(\theta) = 0.5$ を所定の値として設定した。そして、音響波検出素子 e_1 、 e_2 、 e_3 のそれぞれについて、変換効率 $A(\theta)$ が 0.5 より大きい領域を三角形の領域で示した。その結果、音響波検出素子 e_1 の変換効率 $A(\theta)$ が 0.5 より大きい領域（所定の感度領域）に関心領域33が含まれていなかった。
- [0046] また、音響波検出素子の感度分布の画像から選択された任意の領域に基づき、所定の感度領域を設定することもできる。
- [0047] 例えば、まず、表示装置50に、信号処理装置40のメモリに格納しておいた音響波検出素子の感度分布の画像データを表示させる。そして、作業者が、表示された感度分布の画像からPCの入力デバイスを用いて任意の領域を選択する。そして、設定モジュール41は、選択された任意の領域を、所定の感度領域として設定することができる。このとき、例えば、感度分布の画像を表示しながら、マウスによる認識や、タッチパネル上のセンサによる認識方法で始点から終点までを結んで任意の領域を選択することができる。
- [0048] なお、設定モジュール41は、選択された任意の領域の感度分布に基づき、所定の感度領域として設定してもよい。例えば、最も小さい感度を基準として所定の感度領域を設定したりすることができる。
- [0049] また、それぞれの音響波検出素子について個別に所定の感度領域を設定してもよいし、あるいは、1つの音響波検出素子について所定の感度領域を設定し、その所定の感度領域と同様の感度領域を、他の音響波検出素子に対して設定してもよい。
- [0050] (S200：所定の感度領域に関心領域が含まれない音響波検出素子が取

得した検出信号を用いずに、関心領域における初期音圧を取得する工程)

この工程では、S100で設定した所定の感度領域に、関心領域が含まれない音響波検出素子について、その音響波検出素子が取得した関心領域に対応する検出信号を用いずに、関心領域における初期音圧を取得する。そして、この初期音圧のデータを信号処理装置40のメモリに格納する。

[0051] 例えば、上記で示したシミュレーションの例の場合、音響波検出素子e1に対応する所定の感度領域に関心領域33が含まれていなかった。そのため、初期音圧取得モジュール42は、検出信号 $P_{d1}(r_T)$ 、 $P_{d2}(r_T)$ 、 $P_{d3}(r_T)$ のうち、音響波検出素子e1が取得した関心領域に対応する検出信号 $P_{d1}(r_T)$ を用いずに、画像再構成を行うことにより、式(4)で示された初期音圧 $P_{o'}(r_T)$ を取得する。

[0052] このとき、初期音圧取得モジュール42が行う画像再構成アルゴリズムとしては、例えば、トモグラフィー技術で通常に用いられるタイムドメインあるいはフーリエドメインでの逆投影などがある。

[0053] なお、本発明においては、関心領域の一部にでも所定の感度領域が含まれていれば、所定の感度領域に関心領域が含まれているとすることができる。

[0054] また、本発明において検出信号を用いないとは、初期音圧を取得する際に、検出信号を全く用いないことも、実質的に検出信号を用いていないことも含む概念である。

[0055] (S300:初期音圧を取得する際に用いない検出信号に対応する光量値を用いずに、関心領域における積算光量値を取得する工程)

この工程では、S200で用いなかった検出信号に対応する、関心領域における光量値を用いずに、関心領域における積算光量値を取得する。そして、この積算光量値のデータを、信号処理装置40のメモリに格納する。

[0056] 例えば、光量値取得モジュール43は、光量値 $\Phi_1(r_T)$ 、 $\Phi_2(r_T)$ 、 $\Phi_3(r_T)$ のうち、初期音圧取得モジュール42が用いなかった検出信号 $P_{d1}(r_T)$ に対応する関心領域における光量値 $\Phi_1(r_T)$ を用いずに、式(6)で示される関心領域における積算光量値 $\Phi'(r_T)$ を取得する。

[0057] [数6]

$$\Phi'(r_T) = \Phi_2(r_T) + \Phi_3(r_T) \quad \dots \text{式 (6)}$$

[0058] すなわち、光量値取得モジュール43は、初期音圧取得モジュール42が初期音圧を算出する際に用いた検出信号に対応する、関心領域における光量値を用いて、関心領域における積算光量値を取得している。

[0059] ここで、前述したパラメータを用いて、式(6)から求めた関心領域33における積算光量値は、 $\Phi'(r_T) = 7500 \text{ mJ/m}^2$ となる。

[0060] なお、本発明において光量値を用いないとは、積算光量値を取得する際に、光量値を全く用いないことも、実質的に光量値を用いていないことも含む概念である。

[0061] また、本実施形態では、照射光12の照射条件が一定であるため、関心領域33に照射される光量は一定である。そのため、複数の音響波検出素子が取得した複数の検出信号に対応する光量値も一定となる。このような場合、光量値取得モジュール43は、初期音圧取得モジュール42が初期音圧を取得する際に用いた検出信号の数に、関心領域33に到達した光量を掛けた値を、関心領域33における積算光量値として取得してもよい。本発明において、このように取得した積算光量値も、光量値を用いずに取得した積算光量値、として取り扱う。

[0062] (S400: 関心領域における初期音圧および積算光量値を用いて、関心領域における光学特性値を取得する工程)

この工程では、S200で取得した関心領域における初期音圧と、S300で取得した関心領域における積算光量値とを用いて、関心領域における光学特性値としての吸収係数を取得する。

[0063] 例えば、上記で示されたシミュレーションの例の場合、光学特性値取得モジュール44は、式(3)に示す初期音圧 $P_0'(r_T)$ と、式(6)に示す積算光量値 $\Phi'(r_T)$ と、を式(1)に適用させる。そして、式(7)で示される関心領域33における吸収係数 $\mu_a(r_T)$ を取得する。ここで、グリュナイゼン係数 $\Gamma = 1$ としている。

[0064] [数7]

$$\mu_a(r_T) = \frac{P_0'(r_T)}{\Phi'(r_T)} = \frac{\frac{P_{d2}(r_T)}{A(\theta 2)} + \frac{P_{d3}(r_T)}{A(\theta 3)}}{\Phi_2(r_T) + \Phi_3(r_T)} \quad \dots \text{式 (7)}$$

[0065] 例えば、前述したパラメータを用いて、式(7)より求められた関心領域33における吸収係数は、 $\mu_a = 0.088 / \text{mm}$ である。一方、式(5)より求められた関心領域33における吸収係数は、 $\mu_a = 0.059 / \text{mm}$ であった。そして、シミュレーションで設定した光吸収体31の吸収係数は、 $\mu_a = 0.088 / \text{mm}$ である。すなわち、式(7)によれば、式(5)と比べ、より精度良く吸収係数を求めることができる。

[0066] 以上のように、所定の感度領域に関心領域に含まれない音響波検出素子について、その音響波検出素子が取得した関心領域に対応する検出信号と、その検出信号に対応する関心領域における光量値と、を用いないことにより、ノイズによる誤差が少なく、定量性の高い吸収係数を取得することができる。

[0067] なお、以上の工程を複数の波長において行うことにより、波長毎における吸収係数を取得してもよい。そして、これらの吸収係数を用いて、光学特性値としての酸素飽和度などを取得してもよい。

[0068] また、以上の工程を含んだプログラムを、コンピュータとしての信号処理装置40に実行させてもよい。

[0069] (第2の実施形態)

図3A～3Cは、本実施形態に係る被検体情報取得装置の模式図である。

[0070] 本実施形態に係る被検体情報取得装置は、1つの音響波検出素子を備えた音響波検出器20を有している。また、被検体30と音響波検出器20とを相対的に移動させるための検出器走査機構21を有している。本実施形態において、検出器走査機構21は、1つの音響波検出素子を備えた音響波検出器20を紙面右方向に走査することにより、複数の位置で光音響波を検出可能としている。ここで、図3A、3B、3Cに示すそれぞれの位置における

音響波検出素子を、 e_1 、 e_2 、 e_3 とする。また、点線で示した三角形の領域は、音響波検出素子に対応する所定の感度領域を示す。

[0071] 本発明において、複数の音響波検出素子とは、音響波検出素子が複数の位置で光音響波を検出可能であることを指す。すなわち、本実施形態のように、音響波検出器20を走査することにより、複数の位置で光音響波を検出可能とした音響波検出素子についても、複数の音響波検出素子とする。

[0072] また、本実施形態に係る被検体情報取得装置は、照射光12を走査するために、光学系11を走査する光学走査機構13が設けられている。そして、本実施形態では、音響波検出器20と照射光12とが同期して走査されている。このように、音響波検出器20と照射光12とを同期して走査することによって、音響波検出素子に対応する所定の感度領域（三角形の領域）に照射光12が常に照射されるため、 S/N の高い検出信号を常に取得することが可能となる。

[0073] 本実施形態に係る被検体情報取得装置においても、第1の実施形態と同様に、音響波検出素子 e_1 に対応する所定の感度領域に関心領域33が含まれていない。そのため、初期音圧取得モジュール42は、音響波検出素子 e_1 が取得した関心領域33に対応する検出信号を用いずに、関心領域33における初期音圧を取得する。そして、光量値取得モジュール43は、初期音圧を取得する際に用いない検出信号に対応する関心領域33における光量値を用いずに、関心領域33における積算光量値を取得する。そして、光学特性値取得モジュール44は、この初期音圧と積算光量値とを用いて、式(7)で示される関心領域33における吸収係数を取得する。このように吸収係数を取得することにより、本実施形態においても、高精度に吸収係数を取得することができる。

[0074] (第3の実施形態)

第1の実施形態および第2の実施形態では、所定の感度領域に関心領域が含まれていない音響波検出素子について、その音響波検出素子が取得した関心領域に対応する検出信号、および、その検出信号に対応する関心領域にお

ける光量値を用いずに吸収係数を取得していた。一方、本実施形態では、上記検出信号と、この検出信号に対応する関心領域における光量値とを低減して、吸収係数を取得する。

[0075] 以下に、本実施形態に係る被検体情報取得方法を、図1に示す被検体情報取得装置を用いて説明する。

[0076] 本実施形態において、初期音圧取得モジュール42は、所定の感度領域に関心領域33が含まれない音響波検出素子e1が取得した、関心領域33に対応する検出信号に、第1の低減係数を掛ける。そして、初期音圧取得モジュール42は、第1の低減係数がかけられた検出信号も用いて、関心領域33における初期音圧を取得する。

[0077] このように、所定の感度領域に関心領域が含まれない音響波検出素子について、この音響波検出素子が取得した関心領域に対応する検出信号に、第1の低減係数を掛けることにより、S/Nが低い検出信号を低減して、初期音圧を取得することができる。そのため、ノイズによる誤差の少ない初期音圧を取得することができる。

[0078] 次に、光量値取得モジュール43は、第1の低減係数がかけられた検出信号に対応する関心領域33における光量値に、第2の低減係数を掛ける。そして、光量値取得モジュール43は、第2の低減係数がかけられた光量値も用いて、関心領域33における積算光量値を取得する。

[0079] そして、光学特性値取得モジュール44は、初期音圧取得モジュール42が取得した初期音圧と、光量値取得モジュール43が取得した積算光量値とを用いて、関心領域33における吸収係数を取得する。

[0080] このように、検出信号に第1の低減係数を掛けることに加え、この検出信号に対応する光量値にも第2の低減係数を掛けることにより、吸収係数を高精度に取得することができる。

[0081] なお、第1の低減係数および第2の低減係数は、1より小さい値である。また、関心領域によって別の低減係数を設定してもよい。また、第1の低減係数および第2の低減係数は同一の値であることが好ましい。ここで、同一

の値とは、全く同一の値も、吸収係数を取得する際に実質的に同一となるような値も含む概念である。

[0082] (第4の実施形態)

本発明は、図4A～4Cに示される被検体情報取得装置や、図5A～5Cに示される被検体情報取得装置にも適用可能である。図4A～4Cに示す被検体情報取得装置は、検出器走査機構21が音響波検出器20を被検体30の周囲を回転走査することにより、複数の位置で光音響波を検出可能としている。また、被検体30と音響波検出器20との間の音響インピーダンスマッチングを図るために、被検体30は水槽52に満たされた水51に浸かっている。また、被検体30を走査する被検体走査機構34を有している。このような構成とすることで、保持板等で形状を規定出来ない部位でも測定可能となる。また、被検体に対して多くの方向に検出素子を設置可能となるため、情報量の多いデータの取得が可能となる。

[0083] 図4A～4Cに示す被検体情報取得装置では、図4Aの状態から、被検体走査機構34が被検体を紙面下方向に走査することにより、図4Bの状態となる。そして、図4Bの状態から、検出器走査機構21が音響波検出器20を走査することにより、図4Cの状態となる。ここで、図4A、4B、4Cのそれぞれの状態における音響波検出素子を、e1, e2, e3とする。また、点線で示した三角形の領域は、音響波検出素子に対応する所定の感度領域を示す。

[0084] また、図5A～5Cで示された被検体情報取得装置は、音響波検出器20と光学系11とが1つのハウジング70に収めて設けられている。また、このハウジング70はハンドヘルド機構71を備え、作業者がハンドヘルド機構71を把持して、ハウジング70を走査することを可能にしている。このようにハウジング70を走査することによって、音響波検出素子が複数の位置で光音響波を検出可能としている。図5A～5Cにおいては、作業者がハンドヘルド機構71を把持してハウジング70を紙面右方向に走査することにより、音響波検出素子が光音響波を検出している。ここで、図5A、5B

、5Cのそれぞれの状態における音響波検出素子を、e1、e2、e3とする。また、点線で示した三角形の領域は、音響波検出素子に対応する所定の感度領域を示す。

[0085] ただし、本実施形態は、他の実施形態と異なり、音響波検出器20を機械的に走査するのではなく、ハンドヘルド機構71を作業者が把持してハウジング70を自由に走査している。そのため、音響波32を検出した時の音響波検出器20と関心領域33との位置関係を把握することができない。しかし、音響波検出器20が取得した検出信号から関心領域に対応する検出信号を抽出するためには、音響波検出器20と関心領域33との位置関係を把握する必要がある。そこで、本実施形態においては、ハウジング70の位置、すなわちハウジング70に収められた音響波検出器20及び光学系11の位置を検出するための位置検出器72をハウジング70が備えていることが好ましい。

[0086] 図4A～4Cおよび図5A～5Cに示す被検体情報取得装置において、音響波検出素子e1に対応する所定の感度領域に関心領域33が含まれていない。そのため、信号処理装置40は、第1および第2の実施形態で説明した被検体情報取得方法や、第3の実施形態で説明した被検体情報取得方法を用いて、関心領域33の吸収係数を取得することができる。このように吸収係数を取得することにより、本実施形態においても、高精度に吸収係数を取得することができる。

[0087] 以下、主要な構成について説明する。

[0088] (光源10)

光源10は、5ナノ秒乃至50ナノ秒のパルス光を発生可能な光源を備えている。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。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Ti:sapphireレーザーや、アレキサンド

ライトレーザーがよい。異なる波長の単波長レーザーを複数で保有していてもよい。

[0089] (光学系 11)

光源 10 から出射されたパルス光は、典型的にはレンズやミラーなどの光学部品により、所望の光分布形状に加工されながら被検体に導かれるが、光ファイバなどの光導波路などを用いて伝搬させることも可能である。光学系 11 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、光を拡散させる拡散板などである。このような光学部品は、光源から発せられたパルス光が被検体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安全性ならびに診断領域を広げられるという観点で好ましい。なお、照射光を走査するために、光学系 11 に光学走査機構を設けてもよい。

[0090] (音響波検出器 20)

光により被検体表面及び被検体内部で発生する光音響波を検出する検出器である音響波検出器 20 は、音響波を検知し、アナログ信号である電気信号に変換するものである。以後、単に探触子あるいはトランスデューサということもある。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音響波信号を検知できるものであれば、どのような音響波検出器を用いてもよい。

[0091] また、音響波検出器 20 は、複数の音響波検出素子を備えている。この複数の音響波検出素子を 1 次元、または 2 次元に並べてアレイ状に配置することにより、複数の位置で光音響波を検出可能としている。このよう多次元配列素子を用いることで、同時に複数の位置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。

[0092] なお、複数の位置で光音響波を検出可能とするために、音響波検出器 20 が検出器走査機構 21 によって機械的に走査可能に構成されていてもよい。また、作業者が把持して音響波検出器 20 を自由に走査できるハンドヘルド

機構を備えることもできる。

[0093] (信号収集器47)

音響波検出器20より得られた電気信号を増幅し、その電気信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する信号収集器47を有することが好ましい。信号収集器47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。音響波検出器から得られる検出信号が複数の場合は、同時に複数の信号を処理できることが望ましい。それにより、画像を形成するまでの時間を短縮できる。なお、本明細書において「検出信号」とは、音響波検出器20から出力されるアナログ信号も、信号収集器47によりAD変換されたデジタル信号も含む概念である。

[0094] (信号処理装置40)

信号処理装置40は、画像再構成などを行うことにより被検体内部の光学特性値を取得する。信号処理装置40には、典型的にはワークステーションなどが用いられ、画像再構成処理などがあらかじめプログラミングされたソフトウェアにより行われる。例えば、ワークステーションで使われるソフトウェアとしては、設定モジュール41、初期音圧取得モジュール42、光量値取得モジュール43、光学特性値取得モジュール44などがある。

[0095] なお、それぞれのモジュールを、別々のハードウェアとして設けてもよい。この場合、それぞれのハードウェアを総じて信号処理装置40としてもよい。

[0096] また、場合によっては、信号収集器47、信号処理装置40は一体化される場合もある。この場合、ワークステーションで行うようなソフトウェア処理ではなく、ハードウェア処理により被検体の光学特性値を生成することもできる。

[0097] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために以下の請求項を添付する。

符号の説明

- [0098] 20 音響波検出器
30 被検体
40 信号処理装置
41 設定モジュール
42 初期音圧取得モジュール
43 光量値取得モジュール
44 光学特性値取得モジュール

請求の範囲

- [請求項1] 被検体に光を照射することにより発生した光音響波を検出する複数の音響波検出素子を備える音響波検出器と、
- 前記複数の音響波検出素子が取得した、前記被検体内の関心領域に対応する複数の検出信号と、前記関心領域における積算光量値と、を用いて前記関心領域における光学特性値を取得する信号処理手段と、を有する被検体情報取得装置において、
- 前記信号処理手段は、
- 前記複数の音響波検出素子の感度分布に基づき、所定の感度領域を設定する設定部と、
- 前記所定の感度領域に前記関心領域が含まれていない音響波検出素子が取得した、前記関心領域に対応する検出信号を用いずに、前記関心領域における初期音圧を取得する初期音圧取得部と、
- 前記初期音圧取得部が用いない検出信号に対応する、前記関心領域における光量値を用いずに、前記関心領域における積算光量値を取得する光量値取得部と、
- 前記初期音圧取得部が取得した初期音圧と、前記光量値取得部が取得した積算光量値と、を用いて、前記関心領域における光学特性値を取得する光学特性値取得部と、
- を備えることを特徴とする被検体情報取得装置。
- [請求項2] 前記設定部は、音響波検出素子の感度分布のうち、所定の値より大きい感度の領域を、前記所定の感度領域として設定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] 音響波検出素子の感度分布に基づき、前記音響波検出素子の感度分布の画像を表示する表示手段を有し、
- 前記設定部は、前記表示手段に表示された前記音響波検出素子の感度分布の画像から選択された任意の領域に基づいた領域を、前記所定の感度領域として設定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4] 前記音響波検出器と、前記被検体とを相対的に移動させる走査機構を有す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] 前記音響波検出素子の感度は、前記音響波検出素子の前記光音響波から前記検出信号への変換効率、及び前記関心領域から前記音響波検出素子までの前記光音響波の減衰率のうち少なくとも1つに基づいて設定され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] 被検体に光を照射することにより発生した光音響波を検出する複数の音響波検出素子を備える音響波検出器と、

前記複数の音響波検出素子が取得した、前記被検体内の関心領域に対応する複数の検出信号と、前記関心領域における積算光量値と、を用いて前記関心領域における光学特性値を取得する信号処理手段と、を有する被検体情報取得装置において、

前記信号処理手段は、

前記複数の音響波検出素子の感度分布に基づき、所定の感度領域を設定する設定部と、

前記所定の感度領域に前記関心領域が含まれていない音響波検出素子が取得した、前記関心領域に対応する検出信号に、第1の低減係数を掛けて、前記関心領域における初期音圧を取得する初期音圧取得部と、

前記初期音圧取得部が前記第1の低減係数を掛けた検出信号に対応する、前記関心領域における光量値に、第2の低減係数を掛けて、前記関心領域における積算光量値を取得する光量値取得部と、

前記初期音圧取得部が取得した初期音圧と、前記光量値取得部が取得した積算光量値と、を用いて、前記関心領域における光学特性値を取得する光学特性値取得部と、

を備えることを特徴とする被検体情報取得装置。

[請求項7] 前記第1の低減係数と、前記第2の低減係数と、は同一の値であ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。

[請求項8] 被検体に光を照射することにより発生した光音響波を複数の音響波検出素子が検出し、前記被検体内の関心領域における複数の検出信号を取得する工程と、

前記複数の検出信号と、前記関心領域における積算光量値と、を用いて前記関心領域における光学特性値を取得する工程と、

を有する被検体情報取得方法において、

前記複数の音響波検出素子の感度分布に基づき、所定の感度領域を設定する工程と、

前記所定の感度領域に前記関心領域が含まれていない音響波検出素子が取得した、前記関心領域に対応する検出信号を用いずに、前記関心領域における初期音圧を取得する工程と、

前記初期音圧を取得する工程で用いない検出信号に対応する、前記関心領域における光量値を用いずに、前記関心領域における積算光量値を取得する工程と、

前記初期音圧を取得する工程で取得した初期音圧と、前記積算光量値を取得する工程で取得した積算光量値と、を用いて、前記関心領域における光学特性値を取得する工程と、

を有することを特徴とする被検体情報取得方法。

[請求項9] 被検体に光を照射することにより発生した光音響波を複数の音響波検出素子が検出し、前記被検体内の関心領域における複数の検出信号を取得する工程と、

前記複数の検出信号と、前記関心領域における積算光量値と、を用いて前記関心領域における光学特性値を取得する工程と、

を有する被検体情報取得方法において、

前記複数の音響波検出素子の感度分布に基づき、所定の感度領域を

設定する工程と、

前記所定の感度領域に前記関心領域が含まれていない音響波検出素子が取得した、前記関心領域に対応する検出信号に、第1の低減係数を掛けて、前記関心領域における初期音圧を取得する工程と、

前記初期音圧を取得する工程で前記第1の低減係数を掛けた検出信号に対応する、前記関心領域における光量値に、第2の低減係数を掛けて、前記関心領域における積算光量値を取得する工程と、

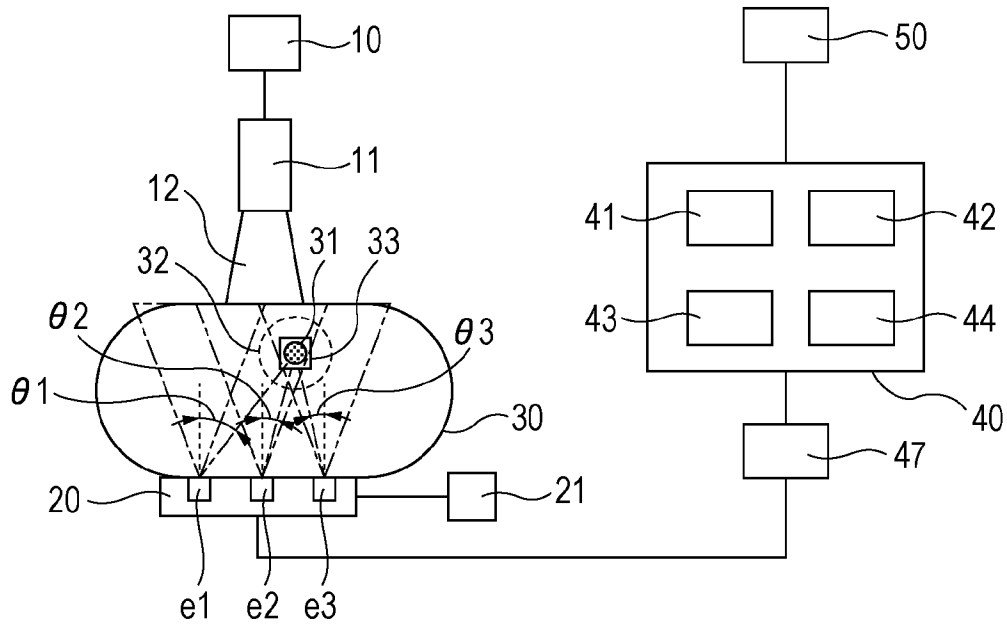
前記初期音圧を取得する工程で取得した初期音圧と、前記積算光量値を取得する工程で取得した積算光量値と、を用いて、前記関心領域における光学特性値を取得する工程と、

を有することを特徴とする被検体情報取得方法。

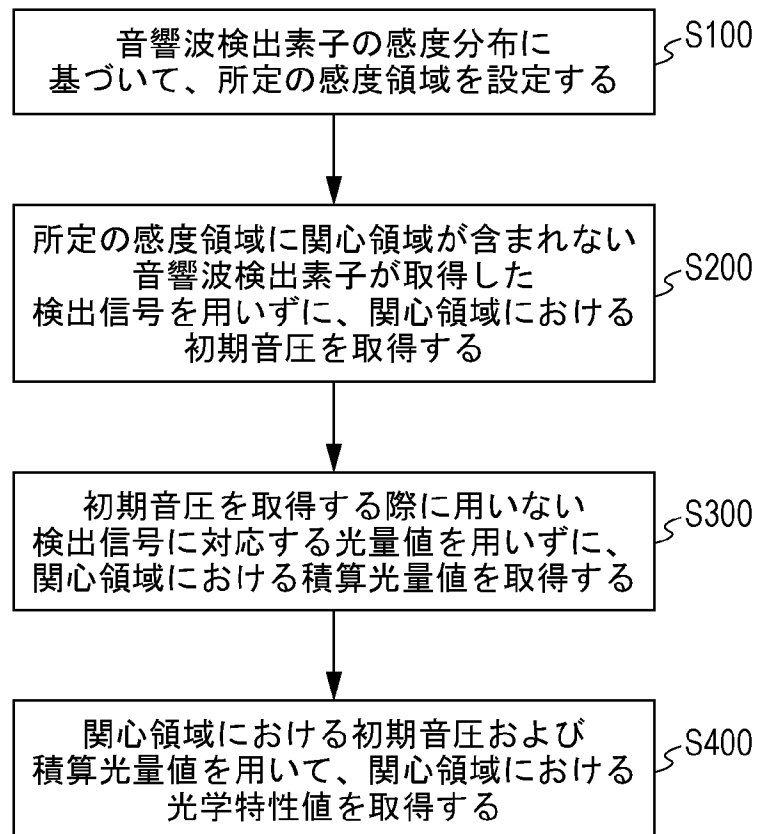
[請求項10]

請求項8または9に記載の被検体情報取得方法をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

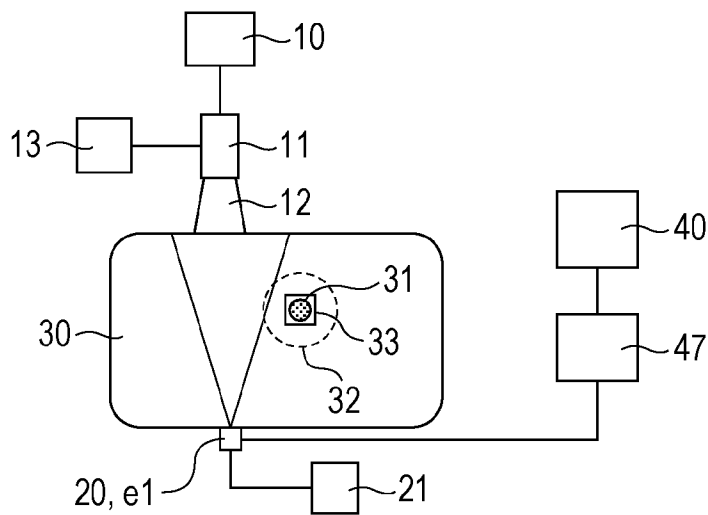
[図1]



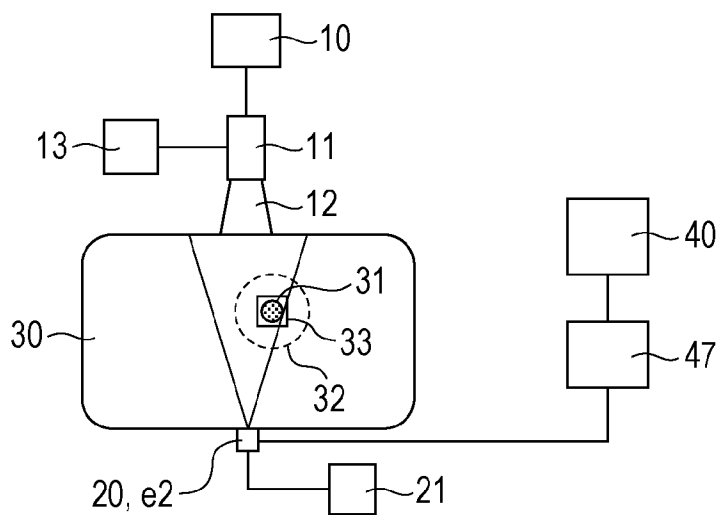
[図2]



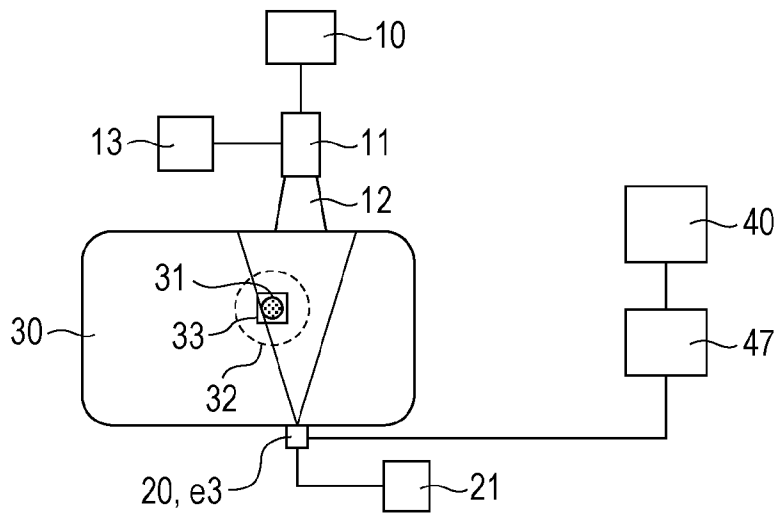
[図3A]



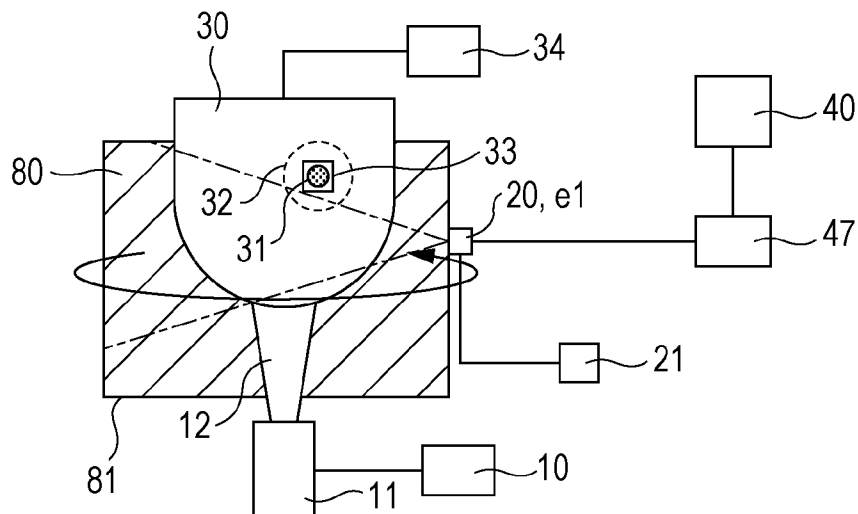
[図3B]



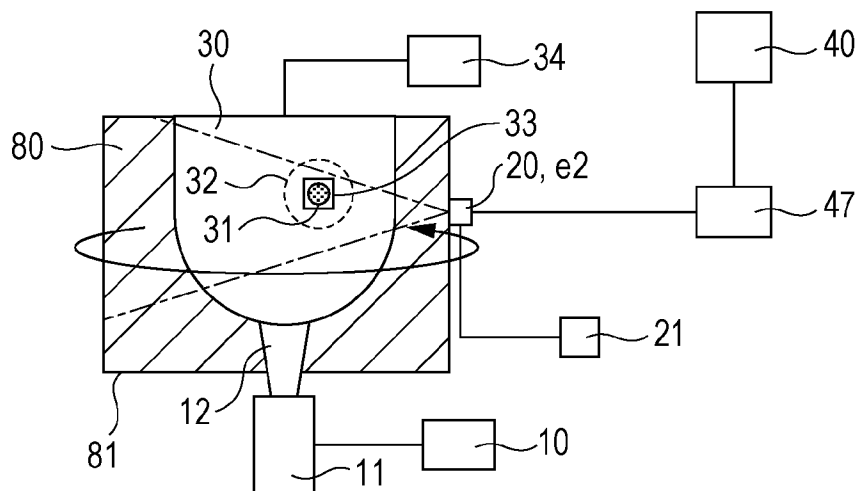
[図3C]



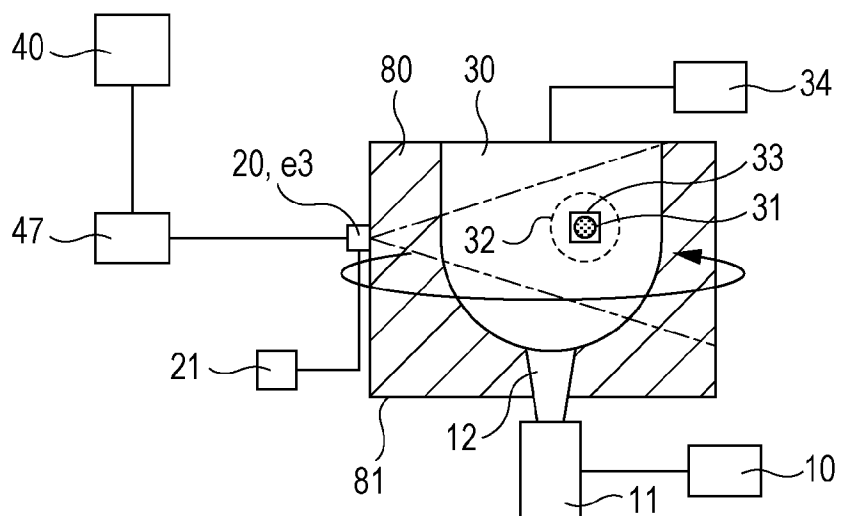
[図4A]



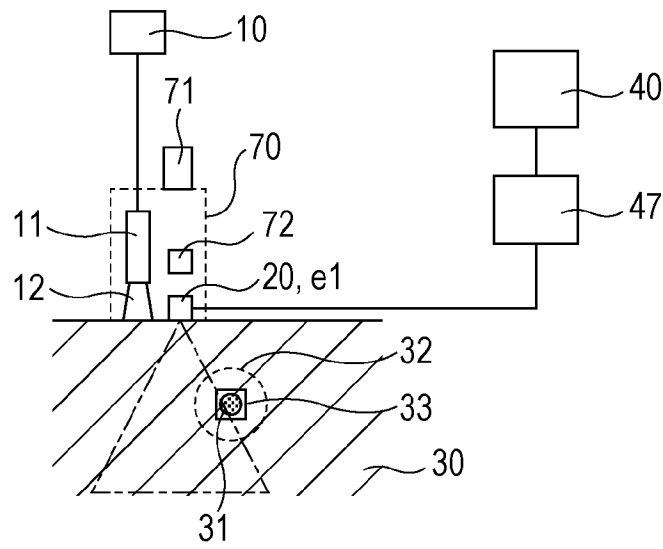
[図4B]



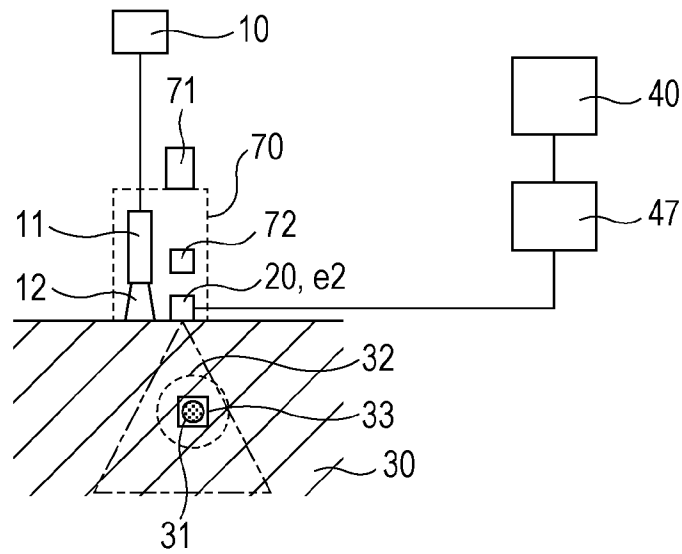
[図4C]



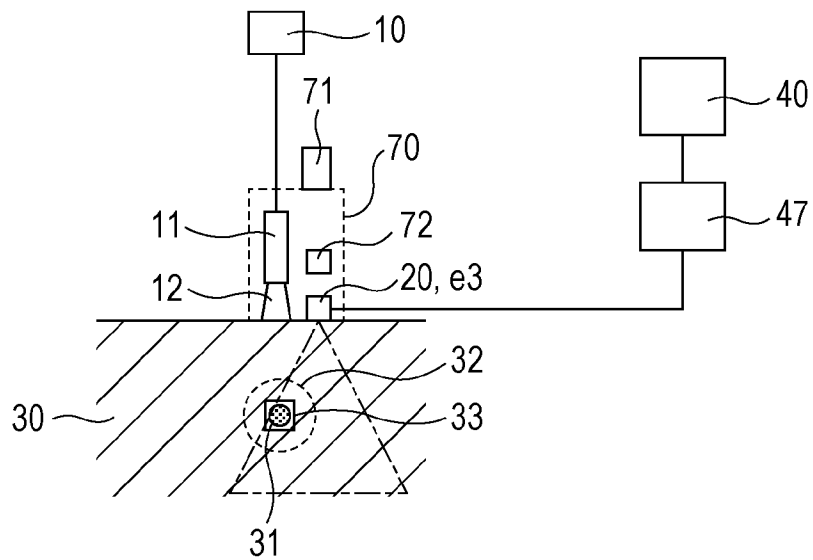
[図5A]



[図5B]



[図5C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/050914

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI, PubMed, CiNii, JMEDPlus (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-245277 A (Canon Inc.), 08 December 2011 (08.12.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2006-51355 A (General Electric Co.), 23 February 2006 (23.02.2006), entire text; all drawings & US 2006/0058670 A1 & DE 102005037823 A & CN 1734286 A	1-10

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
29 February, 2012 (29.02.12)

Date of mailing of the international search report
13 March, 2012 (13.03.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） WPI, PubMed, CiNii, JMEDPlus(JDreamII)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-245277 A（キヤノン株式会社）2011.12.08, 全文、全図 （ファミリーなし）	1-10
A	JP 2006-51355 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニー） 2006.02.23, 全文、全図 & US 2006/0058670 A1 & DE 102005037823 A & CN 1734286 A	1-10
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 29.02.2012	国際調査報告の発送日 13.03.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 五閑 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2904