

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6614910号  
(P6614910)

(45) 発行日 令和1年12月4日(2019.12.4)

(24) 登録日 令和1年11月15日(2019.11.15)

(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 20 頁)

(21) 出願番号	特願2015-204123 (P2015-204123)	(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27年10月15日(2015.10.15)	(74) 代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
(65) 公開番号	特開2016-107069 (P2016-107069A)	(74) 代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
(43) 公開日	平成28年6月20日(2016.6.20)	(72) 発明者	関谷 岳史 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
審査請求日	平成30年10月9日(2018.10.9)	(72) 発明者	大古場 稔 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
(31) 優先権主張番号	特願2014-242454 (P2014-242454)		
(32) 優先日	平成26年11月28日(2014.11.28)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、  
前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、  
前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、  
前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、  
を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記各変動周期内の第1の期間に取得された複数の信号に基づく第1の被検体情報を取得するとともに、前記各変動周期内の前記第1の期間とは異なる第2の期間に取得された複数の信号に基づく第2の被検体情報を取得し、

前記第1の被検体情報と前記第2の被検体情報とを重畳して並べて表示部に表示させること、を特徴とする光音響装置。

【請求項2】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、  
前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、  
前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、

10

20

複数回繰り返される前記血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、  
を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記被検体情報及び前記各変動周期内の共通する期間を示す情報を表示部に表示させること、を特徴とする光音響装置。

【請求項 3】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、

前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、

前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、

複数回繰り返される前記血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、  
を有し、

前記血液情報取得部は、

前記被検体の心電図信号を取得する心電図取得部を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記被検体情報及び前記心電図信号を表示部に表示させること、を特徴とする光音響装置。

【請求項 4】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、

前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、

前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、

複数回繰り返される前記血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、  
を有し、

前記血液情報取得部は、

前記被検体の心電図信号を取得する心電図取得部を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記心電図信号に基づいて、前記心電図信号の R 波の発生タイミングおよび T 波の発生タイミングを決定し、

前記心電図信号の R 波の発生タイミングに基づいて決定される開始タイミングから、前記心電図信号の R 波の発生タイミングから前記心電図信号の T 波の発生タイミングまでの第一の時間が経過するまでの期間に発生した光音響波に対応する信号の少なくとも一部を使用し、前記開始タイミングから前記第一の時間が経過するまでの期間以外に発生した光音響波に対応する信号を使用せずに、前記被検体情報を取得すること、を特徴とする光音響装置。

【請求項 5】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、

前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、

前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、

複数回繰り返される前記血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、  
を有し、

10

20

30

40

50

前記血液情報取得部は、

前記被検体の心電図信号を取得する心電図取得部を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記心電図信号の R 波の発生タイミングに基づいて決定される開始タイミングから、0.3 秒間以上、0.45 秒間以下の時間が経過するまでの期間に発生した光音響波に対応する信号の少なくとも一部を使用して前記被検体情報を取得すること、を特徴とする光音響装置。

【請求項 6】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、

前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、

前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、

複数回繰り返される前記血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、

前記関心領域の部位の種類を入力できるように構成された入力部と、

前記関心領域の部位の種類と、R 波の発生タイミングから開始タイミングまでの第二の時間との関係テーブルが保存された記憶部と、を有し、

前記血液情報取得部は、

前記被検体の心電図信号を取得する心電図取得部を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記入力部により入力された前記関心領域の部位の種類に対応する前記第二の時間を、前記関係テーブルから読み出し、

前記心電図信号の R 波の発生タイミングと、前記関係テーブルから読み出された前記第二の時間とに基づいて、前記開始タイミングを設定し、

前記開始タイミングから、前記心電図信号の R 波の発生タイミングから前記心電図信号の T 波の発生タイミングまでの第一の時間が経過するまでの期間に発生した光音響波に対応する信号の少なくとも一部を使用し、前記開始タイミングから前記第一の時間が経過するまでの期間以外に発生した光音響波に対応する信号を使用せずに、前記被検体情報を取得すること、を特徴とする光音響装置。

【請求項 7】

前記被検体情報取得部は、前記心電図信号の R 波の発生タイミング、前記被検体の心臓と前記関心領域との距離の情報、および血流速度の情報に基づいて、前記開始タイミングを設定すること

を特徴とする請求項 4 から 6 のいずれか 1 項に記載の光音響装置。

【請求項 8】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、

前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、

前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、

複数回繰り返される前記血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、

を有し、

前記血液情報取得部は、

前記被検体の心電図信号を取得する心電図取得部を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記心電図信号の R 波の発生タイミングに基づいて決定される開始タイミングから、前記心電図信号の R 波の発生タイミングから前記心電図信号の T 波の発生タイミングまでの第一の時間が経過するまでの期間に発生した光音響波に対応する信号の少なくとも一部

10

20

30

40

50

を使用し、前記開始タイミングから前記第一の時間が経過するまでの期間以外に発生した光音響波に対応する信号を使用せずに、前記被検体情報を取得し、

前記光照射部は、一定の繰り返し周波数でパルス光を複数回、前記被検体に照射すること、を特徴とする光音響装置。

【請求項 9】

前記光照射部は、互いに異なる複数の波長のそれぞれのパルス光を発することのできる光源を有し、

前記光源は、前記開始タイミングから前記第一の時間が経過するまでの期間以外に、前記複数の波長を切り替えること、を特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の光音響装置。

10

【請求項 10】

被検体にパルス光を複数回、照射する光照射部と、前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、

前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、複数回繰り返される前記血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、

前記複数の信号を保存する記憶部を有し、

前記血液情報取得部は、

20

前記被検体の心電図信号を取得する心電図取得部を有し、

前記被検体情報取得部は、

前記心電図信号の R 波の発生タイミングに基づいて決定される開始タイミングから、前記心電図信号の R 波の発生タイミングから前記心電図信号の T 波の発生タイミングまでの第一の時間が経過するまでの期間に発生した光音響波に対応する信号の少なくとも一部を使用し、前記開始タイミングから前記第一の時間が経過するまでの期間以外に発生した光音響波に対応する信号を使用せずに、前記被検体情報を取得し、

前記記憶部に保存された前記複数の信号の中から、前記開始タイミングから前記第一の時間が経過するまでの期間に発生した光音響波に対応する信号の少なくとも一部を抽出し、抽出された信号に基づいて前記被検体情報を取得すること、を特徴とする光音響装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響効果を利用した光音響装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

光を用いたイメージング技術の一つとして、光音響イメージング技術がある。光音響イメージングでは、まず、光源から発生したパルス光が被検体に照射される。照射光は被検体内で伝播・拡散し、被検体内の複数の箇所吸収されることにより、光音響波が発生する。トランスデューサはこの光音響波を電気信号に変換し、処理装置がその電気信号を解析処理することで、被検体内部の光学特性値に関する情報を取得する。

40

【0003】

被検体内の光吸収体から発生する光音響波の発生音圧（以下、初期音圧とも呼ぶ） $P_0$  は次式で表すことができる。

【0004】

$$P_0 = \cdot \mu_a \cdot \cdot \cdot \cdot \cdot \cdot \cdot (1)$$

ここで、 $\mu_a$  はグリューナイゼン（Grüneisen）係数であり、体積膨張係数  $\beta$  と音速  $c$  の二乗との積を定圧比熱  $C_p$  で除したものである。 $\mu_a$  はある位置（局所的な領域）での光量（吸収体に到達した光量であり、光フルエンスとも言う）である。

50

## 【0005】

初期音圧  $P_0$  は、光音響波を受信した探触子から出力される受信信号（PA信号）を用いて求めることができる。

## 【0006】

グリュナイセン係数は組織が決まれば、ほぼ一定の値をとることが知られているので、PA信号の時間的変化を複数の個所で測定及び解析することにより光吸収係数  $\mu_a$  と光量  $I$  の積、すなわち、光エネルギー吸収密度を得ることができる。

## 【0007】

特許文献1は、光に起因して発生した光音響波に基づいて、血管の光音響画像を生成する光音響画像生成装置を開示する。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0008】

【特許文献1】特開2013-248077号公報

【特許文献2】特開2014-128455号公報

【特許文献3】特開2014-100244号公報

## 【非特許文献】

## 【0009】

【非特許文献1】Bin Luo and Sailing He, Optics Express, Vol. 15, Issue 10, pp. 5905-5918 (2007)

20

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0010】

ところで、測定対象が生体である場合、光音響測定で得られる信号が、生体の拍動によって影響を受けることが考えられる。たとえば、光吸収体がヘモグロビンであるとした場合、血管内の血液量が多いタイミングで取得された信号は測定する部位に存在するヘモグロビンの量が多いため、式(1)にしたがって発生する光音響波の音圧は高くなる。したがって、得られる信号のS/N比が比較的高いことが予想される。一方で、同じ部位の測定を行っても、血管内の血液量が少ないタイミングで取得された信号は測定する部位に存在するヘモグロビンの量が少ないために、発生する光音響波の音圧は小さくなる。すなわち、血液量が少ないタイミングで発生した光音響波の受信信号のS/N比は比較的低くなることが予想される。つまり、血管内の血液量によって、取得される被検体情報の精度が変化することになる。

30

## 【0011】

そこで、本発明は、血管内の血液量の変動による、取得される被検体情報への影響を抑制することのできる光音響装置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】

## 【0012】

本発明の一つの側面である光音響装置は、被検体にパルス光を複数回照射する光照射部と、前記光照射部からのパルス光が前記被検体に照射されることにより発生した光音響波を受信し、複数回の光照射に対応する複数の信号を出力する受信部と、前記被検体の血液量に関する情報を取得する血液情報取得部と、前記複数の信号に基づいて、前記被検体内の関心領域における被検体情報を取得する被検体情報取得部と、を有し、前記被検体情報取得部は、前記各変動周期内の第1の期間に取得された複数の信号に基づく第1の被検体情報を取得するとともに、前記各変動周期内の前記第1の期間とは異なる第2の期間に取得された複数の信号に基づく第2の被検体情報を取得し、前記第1の被検体情報と前記第2の被検体情報とを重畳して並べて前記表示部に表示させる。

40

## 【発明の効果】

## 【0014】

本発明に係る光音響装置によれば、血管内の血液量による、取得される被検体情報への

50

影響を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】実施形態に係る光音響装置の構成図

【図2】実施形態1に係る被検体情報取得方法のフローチャートを示す図

【図3】実施形態1に係る各種シーケンスを示す図

【図4】実施形態に係る被検体情報取得方法のフローチャートを示す図

【図5】実施形態2に係る表示例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、図面を参照しつつ本発明をより詳細に説明する。なお、同一の構成要素には原則として同一の符号を付して、説明を省略する。

【0017】

[実施形態1]

先述のように、血液量が少ない領域で発生した光音響波の受信信号のS/Nは比較的小さくなる。そのため、光音響装置によって関心領域の被検体情報を取得するときに、血液量が少ない期間において取得される被検体情報の精度が低下してしまう可能性がある。そこで、本実施形態では、心電図信号に基づいて被検部の血液量を推定し、血液量が相対的に多い期間に発生した音響波に基づいて被検体情報を取得する例を説明する。

【0018】

本実施形態に係る光音響装置は、光音響波の受信信号に基づいて被検体情報を取得する装置である。本実施形態に係る被検体情報とは、光音響効果により発生した光音響波の受信信号から得られる被検体に関する情報のことを指す。具体的に被検体情報は、発生音圧（初期音圧）、光エネルギー吸収密度、光吸収係数、および組織を構成する物質の濃度等である。ここで、物質の濃度とは、酸素飽和度、オキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度、および総ヘモグロビン濃度等である。総ヘモグロビン濃度とは、オキシヘモグロビン濃度およびデオキシヘモグロビン濃度の和である。また、光吸収係数分布や酸素飽和度分布などの分布データを被検体情報としてもよい。

【0019】

（基本的構成）

図1を参照しながら本実施形態に係る光音響装置の基本的構成を説明する。

【0020】

図1は本実施形態の光音響装置の構成を示す模式図である。本実施形態の光音響装置は、光照射部110、音響波受信部130、心電図取得部150、入力部170、表示部180、および処理部190を備える。光照射部110は、光源111と光学系113を備えている。なお、これらの構成の詳細については後述する。

【0021】

まず、光源111からのパルス光112は、光学系113により導かれる。光学系113から出射されたパルス光112は被検体120に照射され、被検体120内の光吸収体121に到達する。光吸収体121としては、典型的には生体内における血管、特に血管内に存在するヘモグロビン等の物質、腫瘍などである。光吸収体121は、光のエネルギーを吸収して、光音響波122を発生する。発生した光音響波122は、被検体内を伝搬し音響波受信部130に到達する。

【0022】

音響波受信部130は、光音響波122を受信することにより時系列の受信信号を出力する。処理部190には、音響波受信部130から出力された受信信号が順次入力される。以上のステップを複数回の光照射を行うことにより、複数回の光照射に対応する複数の時系列の受信信号を取得することができる。

【0023】

処理部190は、入力された複数の時系列の受信信号を用いて、関心領域における被検

10

20

30

40

50

体情報を生成する。そして、処理部190は、生成された被検体情報のデータを表示部180に送信し、表示部180に関心領域における被検体情報の画像や数値を表示させる。なお、関心領域は予め設定されてもよいし、ユーザーが入力部170を用いて関心領域を入力してもよい。関心領域は被検体120の少なくとも一部を含むように設定される。なお、被検体情報の取得方法の詳細については後述する。

#### 【0024】

ところで、光吸収体としてヘモグロビンを想定する場合、血管内の血液量が少ない領域についてはヘモグロビンの量が少ないため、その領域における光吸収係数は比較的低い。そのため、式(1)にしたがって発生する光音響波の音圧は小さくなる。すなわち、血液量が少ない領域で発生した光音響波の受信信号のS/Nは比較的小さい。また、血液量が極めて少ない場合、光音響波の受信信号がノイズに埋もれてしまう可能性もある。そのため、光音響装置によって関心領域の被検体情報を取得するときに、血液量が少ない領域においては取得される被検体情報の精度が低下してしまう可能性がある。

#### 【0025】

上記課題を鑑みて、本実施形態に係る光音響装置は、被検体120の心電図信号を取得する心電図取得部150を有する。心電図取得部150により得られる心電図信号の波形から、被検体120の心臓の態様を推定し、被検体120の血流状態を推定することができる。そこで、処理部190は、被検体120の心電図信号に基づいて、複数回の光照射に対応する複数の受信信号のうち、関心領域における血液量が少ないときに発生した光音響波の受信信号を使用せずに、関心領域における被検体情報を取得する。すなわち、処理部190は、複数回の光照射に対応する複数の受信信号のうち、関心領域における血液量が多いときに発生した光音響波の受信信号の少なくとも一部を使用して、関心領域における被検体情報を取得する。本実施形態においては、心電図取得部が血液情報取得部に対応する。

#### 【0026】

このように被検体情報に用いる信号を抽出することにより、血液量の多いとき、すなわち、光吸収体としてのヘモグロビンの量が多い状態であるときに発生した、S/Nの高い光音響波の受信信号を多く使用して被検体情報を取得することができる。また、本実施形態によれば、血液量の少ない状態で発生した、S/Nの低い光音響波の受信信号を使用せずに被検体情報を取得することができるため、関心領域における被検体情報を精度よく取得することができる。なお、信号の抽出タイミングの詳細については後述する。

#### 【0027】

以下、本実施形態に係る光音響装置の各構成ブロックについて説明する。

#### 【0028】

##### (光源111)

光源111は、ナノ秒からマイクロ秒オーダーのパルス光を発生可能なパルス光源が好ましい。具体的なパルス幅としては、1~100ナノ秒程度のパルス幅であることが好ましい。また、波長としては400nmから1600nm程度の範囲の波長であることが好ましい。特に、生体表面近傍の血管を高解像度でイメージングする際は可視光領域の波長(400nm以上、700nm以下)の光であることが好ましい。一方、生体の深部をイメージングする際には、生体の背景組織において吸収が少ない波長(700nm以上、1100nm以下)の光を用いることが好ましい。ただし、テラヘルツ波、マイクロ波、ラジオ波領域の使用も可能である。

#### 【0029】

具体的な光源111としては、レーザーが好ましい。また、複数波長の光を用いて測定する際には、発振する波長の変換が可能なレーザーがより好ましい。なお、複数波長を被検体120に照射する場合、互いに異なる波長の光を発振する複数台のレーザーを、それぞれ発振切り替えを行いながら、もしくは交互に照射しながら用いることも可能である。複数台のレーザーを用いた場合もそれらをまとめて光源として表現する。

#### 【0030】

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。特に、Nd:YAGレーザーやアレキサンドライトレーザーなどのパルスレーザーが好ましい。また、Nd:YAGレーザー光を励起光とするTi:sapphireレーザーやOPO(Optical Parametric Oscillators)レーザーを用いてもよい。また、レーザーの代わりに発光ダイオードなどを用いることも可能である。

#### 【0031】

(光学系113)

光学系113は、光源111から被検体120までパルス光112を伝達させる。光学系113には、レンズ、ミラー、光ファイバ等の光学素子を用いることができる。また、本実施形態に係る光学系113は、パルス光112の進行方向を変更するための光学ミラー114、調光部115、拡散板116を備えている。

10

#### 【0032】

乳房等を被検体とする生体情報取得装置においては、光学系113の光出射部は拡散板116等によりパルス光のビーム径を広げて照射することが好ましい。一方、超音波顕微鏡においては、解像度を上げるために、光学系113の光出射部はレンズ等で構成し、ビーム径をフォーカスして照射することが好ましい。

#### 【0033】

また、光学系113は、光源111から発せられたパルス光112の減衰量を調整することのできる調光部115を含むことができる。調光部115としては、メカニカルシャッターや液晶シャッターなど、パルス光112の減衰量を調整することのできるあらゆる手段を用いることができる。

20

#### 【0034】

また、光学系113を被検体120に対して移動してもよく、これにより被検体120の広い範囲のイメージングが可能になる。

#### 【0035】

なお、光学系113を用いずに、光源111から直接被検体120に光を照射することも可能である。

#### 【0036】

(被検体120)

被検体120は本発明の超音波装置の一部を構成するものではないが、以下に説明する。本実施形態に係る超音波装置は、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主な目的とする。よって、被検体120としては生体、具体的には人体や動物の乳房や頸部、腹部などの診断の対象部位が想定される。

30

#### 【0037】

また、被検体120の内部にある光吸収体121としては、被検体120の内部で相対的に光吸収係数が高いものが好ましい。例えば、人体が測定対象であればオキシヘモグロビンあるいはデオキシヘモグロビンやそれらを含む多く含む血管あるいは腫瘍の近傍に形成される新生血管が光吸収体121の対象となる。

#### 【0038】

(音響波受信部130)

音響波受信部130は、1つ以上の変換素子と筐体とを備える。変換素子は、チタン酸ジルコン酸鉛(PZT)などの圧電現象を用いた圧電素子、光の共振を用いた変換素子、CMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer)等の静電容量型の変換素子など、音響波を受信して電気信号に変換できるものであればどのような変換素子を用いてもよい。複数の変換素子を備える場合は、1Dアレイ、1.5Dアレイ、1.75Dアレイ、2Dアレイ、と呼ばれるような平面又は曲面内に並ぶように配置されることが好ましい。

40

#### 【0039】

また、広い範囲の被検体情報を取得するために、音響波受信部130は、走査機構(不

50

図示)により、被検体120に対して機械的に移動するよう構成されていることが好ましい。また、光学系113(パルス光112の照射位置)と音響波受信部130とは同期して移動することが好ましい。

【0040】

また、ハンドヘルド型の音響波受信部130の場合は、ユーザーが音響波受信部130を把持する把持部を有する。また、音響波受信部130の受信面には音響レンズが設けられていてもよい。また、音響波受信部130には変換素子が複数設けられていてもよい。

【0041】

また、音響波受信部130に、変換素子から出力される時系列のアナログ信号を増幅する増幅器を設けてもよい。

10

【0042】

(心電図取得部150)

心電図取得部150は、被検体120の心電図信号を取得する。典型的に、心電図取得部150は、心電図信号を取り出す誘導電極、アンプ、A/D変換器などから構成される。例えば、心電図取得部150としては、特許文献2または特許文献3に記載された装置などを用いることができる。心電図取得部150によって得られる心電図信号によれば、被検体120の心臓の態様を推定することができる。また、心電図信号から推定される心臓の態様から血管内の血流を推定することもできる。

【0043】

(入力部170)

入力部170は、ユーザー(主に医療従事者などの検査者)からの各種入力を受け付け、入力された情報をシステムバスを介して処理部190などの構成に送信する。例えば、入力部170により、ユーザーが撮像に関するパラメータ設定や撮像開始の指示、そして関心領域の範囲や形状などの観察パラメータ設定など、その他、画像に関する画像処理操作を行うことができる。

20

【0044】

入力部170は、マウスやキーボード、タッチパネルなどで構成され、ユーザーの操作に従って制御部193上で動作しているOSなどのソフトウェアに対するイベント通知を行う。また、ハンドヘルド型光音響装置には、光照射部110の駆動を指示するための入力部170を設けることが好ましい。このような入力部170としては、プローブに設けられたボタン型のスイッチやフットスイッチなどを採用することができる。

30

【0045】

(表示部180)

表示部180は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)、有機ELディスプレイ等のディスプレイを用いることができる。なお、表示部180は、本実施形態の光音響装置が備える構成とはせずに、別に用意して光音響装置に接続してもよい。

【0046】

(処理部190)

コンピュータとしての処理部190は、演算部191、記憶部192、および制御部193を備える。

40

【0047】

演算部191は、音響波受信部130から出力される時系列のアナログ受信信号を収集し、受信信号の増幅や、アナログの受信信号のAD変換、デジタル化された受信信号の記憶等の信号処理を行う。このような処理を行う演算部191としては、一般的にDAS(Data Acquisition System)と呼ばれる回路を用いることができる。具体的に、演算部191は、受信信号を増幅する増幅器、アナログの受信信号をデジタル化するAD変換器などから構成される。

【0048】

また、演算部191は、受信信号を用いて、被検体内の各位置の発生音圧情報を取得す

50

ることができる。被検体内の各位置の発生音圧情報のことを、被検体内の初期音圧分布とも呼ぶ。なお、光音響装置が光音響トモグラフィ装置の場合、演算部191は、得られた受信信号を用いて画像再構成を行うことにより、2次元又は3次元の空間座標上の位置に対応する発生音圧のデータを求めることができる。演算部191は、画像再構成手法として、Universal Back Projection (UBP) や、Filtered Back Projection (FBP)、モデルベース法等の公知の再構成手法を用いることができる。また、演算部191は、画像再構成手法として、整相加算 (Delay and Sum) 処理を用いてもよい。

#### 【0049】

また、演算部191は、得られた受信信号を時間変化に対して包絡線検波した後、光パルス毎の包絡線検波後の信号における時間軸方向の振幅値を、を変換素子の奥行き方向に変換して、空間座標上指向方向(典型的には奥行き方向)にプロットしてもよい。演算部191は、これを変換素子の位置毎に行うことにより、初期音圧分布データを取得することができる。特に光音響装置が光音響顕微鏡である場合に、本手法を用いることが好ましい。

10

#### 【0050】

発生音圧情報を取得する処理を行う演算部191としては、CPUやGPU (Graphics Processing Unit) 等のプロセッサ、FPGA (Field Programmable Gate Array) チップ等の演算回路を用いることができる。なお、演算部191は、1つのプロセッサや演算回路から構成されるだけでなく、複数のプロセッサや演算回路から構成されていてもよい。

20

#### 【0051】

記憶部192は、AD変換後の受信信号、各種分布データ、表示画像データ、各種測定パラメータ等を保存することができる。また、後述する被検体情報取得方法で行われるそれぞれの処理を、処理部190内の制御部193に実行させるプログラムとして記憶部192に保存しておくことができる。なお、プログラムが保存される記憶部192は、非一時的な記録媒体である。記憶部192は、典型的にはFIFOメモリ、ROM、RAM、およびハードディスクなどの記憶媒体から構成される。なお、記憶部192は、1つの記憶媒体から構成されるだけでなく、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。

30

#### 【0052】

また、処理部190は、光音響装置の各構成ブロックの作動を制御するための制御部193を備える。制御部193は、バスを介して光音響装置の各構成ブロックに必要な制御信号やデータを供給する。具体的には、制御部193は、光源111へ発光を指示する発光制御信号や音響波受信部130内の変換素子の受信制御信号などを供給する。制御部193には、典型的にCPUが用いられる。

#### 【0053】

なお、処理部190が備えるそれぞれの構成は、一体の装置で構成されていてもよいし、それぞれ別の装置で構成されていてもよい。また、演算部191と制御部193は、単一のデバイスにより構成されていてもよい。すなわち、処理部190は、演算部191と制御部193の機能を担う単一のデバイスを有していてもよい。

40

#### 【0054】

##### [被検体情報取得方法]

次に、本実施形態に係る光音響装置が被検体情報を取得するフローを、図2を用いて説明する。制御部193が、記憶部192に保存された、被検体情報取得方法が記述されたプログラムを読み出し、光音響装置に以下の被検体情報取得方法を実行させている。

#### 【0055】

(S100: 複数回の光照射により光音響波の受信信号を取得するステップ)

本ステップでは、光照射部110が被検体120にパルス光112に照射する。続いて、音響波受信部130が、パルス光112の照射によって発生した光音響波122を受信し、時系列のアナログ受信信号を出力する。演算部191は、音響波受信部130から出

50

力された時系列のアナログ受信信号を収集し、受信信号の増幅処理や、アナログの受信信号のAD変換処理を行う。そして、演算部191は、デジタル化された受信信号を記憶部192に保存する。記憶部192に保存された時系列の受信信号データを、光音響データとも呼ぶ。本発明において、受信信号とは、アナログ信号もデジタル信号も含む概念である。

【0056】

また、本ステップでは、光照射部110が複数回の光照射を行うことにより、複数回の光照射に対応する複数の時系列の受信信号が記憶部192に格納される。

【0057】

なお、光源111が熱の生じやすいランプ励起による固体レーザーなどの場合、光源の安定駆動のために一定の繰り返し周波数で発光し、被検体120に複数回の光照射を行うことが好ましい。図3(a)は、本実施形態に係る光源111の駆動シーケンスを示す。図3(a)に示すように、本実施形態では、光源111は所定の繰り返し周波数(約5Hz)で発光している。

【0058】

(S200:複数回の光照射の間に、心電図信号を取得するステップ)

本ステップでは、心電図取得部150が被検体120の心電図信号を取得し、処理部190に送信する。なお、心電図取得部150が備える電極は、心臓に関する筋電図信号(心電図信号)を取得できるように適宜配置されている。

【0059】

図3(b)は、心電図取得部150によって得られる典型的な心電図信号の波形を示す。図3(b)に示す心電図信号は、約1.2秒の周期の波形となっている。典型的に、心電図信号の波形は、P波、Q波、R波、S波、T波の合成によって形成される。一般的に、R波の頂点からT波の終わり付近までの期間が、心室の収縮期に相当し、血液が動脈に拍出される。また、T波の終わり付近からR波の頂点までの期間が、心室の拡張期に相当する。なお、本明細書では、R波の頂点からT波の終わり付近までの時間 $t_1$ のことを、「R波の発生タイミングからT波の発生タイミングまでの第一の時間」と呼ぶ。

【0060】

図3(c)は、関心領域における血液量の変化を示すグラフである。前述したように、心臓の態様については、心電図信号のR波をトリガーに心室の収縮が開始し、動脈への拍出が開始される。ところが、図3(c)から理解されるように、関心領域における血液量は、R波の発生タイミングに増大するのではなく、R波の発生タイミングから、関心領域に心室収縮に対応した血流が到達するまでの時間 $t_2$ だけ時差をもって増大する。そして、R波の発生タイミングから時間 $t_2$ が経過後、心室の収縮期間の時間 $t_1$ だけ、血液量が多い期間が維持されると考えられる。

【0061】

本明細書では、R波の発生タイミングから、関心領域に心室収縮に対応した血流が到達するまでの時間 $t_2$ を「遅延時間」とも呼ぶ。

【0062】

(S300:心電図信号に基づいて関心領域における血液量が多いときに得られた受信信号を抽出するステップ)

本ステップでは、被検体情報取得部としての演算部191が、S100で得られた複数回の光照射に対応する複数の時系列の受信信号から、S200で得られた心電図信号に基づいて、被検体情報の取得に用いる信号を抽出する。

【0063】

演算部191は、心電図取得部150により得られた心電図信号に基づいて、関心領域における血液量が多いタイミングを決定する。そして、演算部191は、そのタイミングに発生した光音響波の受信信号を記憶部192から読み出す。一方、演算部191は、関心領域における血液量が少ないタイミングに発生した光音響波の受信信号については、記憶部192から読み出さず、被検体情報の取得に使用しない。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 4 】

図3(d)は、演算部191が行う信号抽出のシーケンスを示し、「read」のときに得られた受信信号を演算部191が抽出することを示す。演算部191は、S100で得られた複数の時系列の受信信号のうち、心電図信号のR波の発生タイミングから遅延時間 $t_2$ が経過後、心室の収縮期の時間 $t_1$ が経過するまでの期間に発生した光音響波の受信信号を抽出する。すなわち、演算部191は、関心領域に電気刺激による血流が存在する、血液量の多い期間に光照射することにより発生した光音響波の受信信号を、記憶部192から読み出す。一方、演算部191は、血液量の多い期間以外に光照射することにより発生した光音響波の受信信号を、記憶部192から読み出さない。

## 【 0 0 6 5 】

本ステップにおいて抽出される信号は、心室収縮により血液量が増大したタイミングに発生した光音響波の受信信号となる。そのため、抽出された信号には、S/Nの高い信号が多く含まれることとなる。

## 【 0 0 6 6 】

光の速度は、光音響波の速度と比べると桁違いに速いため、パルス光112が照射されたタイミングに関心領域内の各位置で同時に光音響波が発生したとみなすことができる。本明細書においては、パルス光112を被検体120に照射したタイミングを、そのパルス光112による光音響波が発生したタイミングとする。

## 【 0 0 6 7 】

また、典型的に、R波の発生タイミングからT波の発生タイミングまでの時間 $t_1$ は、0.3秒間以上、0.45秒間以下の時間であることが知られている。そのため、演算部191は、血液量が多い期間として、R波の発生タイミングから時間 $t_2$ が経過後、0.3秒以上、0.45秒以下の所定の時間に発生した光音響波の受信信号を記憶部192から読み出してもよい。

## 【 0 0 6 8 】

ここで、演算部191が、心電図信号からR波やT波などの特定の波の発生タイミングを検知することができる。例えば、演算部191が、所定の振幅よりも大きい心電図信号の波をR波として検知することができる。また、例えば、演算部191が、心電図信号に対して記憶部192に保存されたR波やT波のテンプレート波形とのテンプレートマッチングを行い類似度の高い波をR波やT波として検知することができる。なお、特定の波を検知する方法としては、R波やT波などの特徴的な波形を検知することができれば、どのような方法であってもよい。

## 【 0 0 6 9 】

なお、R波が発生してから、心臓と関心領域との間の血管長を血流速で割った値の時間後に、関心領域に心室収縮に対応する血流が到達する。そのため、演算部191は、R波の発生タイミング、心臓と関心領域との間の血管長の情報、および血流速の情報に基づいて、被検体情報の取得に使用すべき信号の抽出開始タイミングを決定することができる。ただし、上記のように使用すべき信号の抽出開始タイミングを決定するには、被検体毎に心臓と関心領域との距離や血流速を測定する必要があるため、装置規模が大きくなる可能性がある。

## 【 0 0 7 0 】

そこで、抽出開始のタイミングについては、関心領域の部位ごとに予め決定されたものの中から選択することが好ましい。すなわち、記憶部192は、関心領域の部位の種類と、遅延時間 $t_2$ との関係テーブルを有することが好ましい。また、光音響装置が、ユーザーが関心領域の部位の種類を入力することができるように構成された入力部170を有していることが好ましい。例えば、入力部170は、表示部180に表示された複数種類の部位から、ユーザーが関心領域の部位の種類を選択できるように構成することなどができる。そして、演算部191は、入力部170によって入力された部位の種類に対応する遅延時間 $t_2$ を記憶部192に格納された関係テーブルから読み出すことができる。演算部191は、心電図信号からR波の発生タイミングを検知し、そのタイミングから記憶部1

10

20

30

40

50

9 2 から読み出した遅延時間  $t_2$  が経過した後に発生した光音響波の受信信号の中から所望の信号を抽出することができる。

【0071】

なお、ここでは、遅延時間  $t_2$  を決定するために必要な情報として、関心領域の部位の種類を用いて説明したが、遅延時間  $t_2$  を決定するために必要な情報はこれに限らない。例えば、関心領域の部位の種類が同じであっても、被検体の年齢などによっても遅延時間  $t_2$  は変わると考えられる。そのため、入力部 170 は、部位の種類他に、被検体の年齢などの情報を入力することができるように構成されていることが好ましい。すなわち、入力部 170 は、少なくとも関心領域の部位の種類を入力できるように構成されていることが好ましい。そして、制御部 193 は、入力された被検体の年齢などの情報に対応する遅延時間  $t_2$  を関係テーブルから読み出すことが好ましい。

10

【0072】

また、光音響装置のターゲット部位が予め決まっている場合は、記憶部 192 が、予め求められた遅延時間  $t_2$  の情報を保存していることが好ましい。そして、演算部 191 が、心電図信号から R 波の発生タイミングを検知し、そのタイミングから記憶部 192 に格納された遅延時間  $t_2$  後に発生した光音響波の受信信号の中から所望の信号を抽出することができる。

【0073】

なお、R 波の発生タイミングから関心領域に心室収縮に対応した血流が到達するまでの期間を無視できる場合は、R 波の発生タイミングを抽出開始タイミングとしてもよい。すなわち、この場合、遅延時間  $t_2 = 0$  としてもよい。

20

【0074】

なお、本実施形態では、R 波の発生タイミングから遅延時間  $t_2$  が経過後の心室収縮期の時間  $t_1$  の間、血液量が増大すると考え、受信信号の抽出タイミングを設定したが、抽出タイミングの設定はこの形態に限らない。例えば、時間  $t_1$  は心室の収縮期の時間に相当するが、貯留血液量などによっては時間  $t_1$  が経過する前に血液の送り出しの大半が完了する場合は考えられる。すなわち、心室の収縮期の時間と血液の送り出しに要する時間とが一致しない場合が考えられる。この場合、時間  $t_1$  よりも短い期間の間だけ、血液量が増大する可能性が考えられる。この場合は、処理部 190 は、R 波の発生タイミングから遅延時間  $t_2$  が経過後、時間  $t_3$  が経過するまでに発生した光音響波の受信信号の少なくとも一部を使用して被検体情報を取得することが好ましい。すなわち、処理部 190 は、R 波の発生タイミングから遅延時間  $t_2$  が経過後、電圧印加時間  $t_1$  が経過するまでに得られた受信信号のうち、時間  $t_1$  の半分の時間が経過するまでに得られた受信信号を多く使用することが好ましい。

30

【0075】

また、例えば、R 波の発生タイミングから遅延時間  $t_2$  が経過後の時間  $t_1$  の間であっても、血液量の増大が十分に大きくないタイミングにおいては、取得される受信信号の  $S/N$  が十分に大きくない場合も考えられる。そこで、演算部 191 は、R 波の発生タイミングから遅延時間  $t_2$  が経過後の電圧印加時間  $t_1$  の間、かつ、振幅が所定の値よりも大きい受信信号を抽出することが好ましい。これにより、血液量が増大する期間の中で、特に  $S/N$  が高い受信信号を選択的に抽出することができる。

40

【0076】

なお、図 3 (d) に示すシーケンスは、図 3 (a) ~ (c) に示すシーケンスと並列してリアルタイムに実行されるだけでなく、全期間における図 3 (a) ~ (c) のシーケンスが完了した後に実行されてもよい。

【0077】

本実施形態では、記憶部 192 に保存された複数の時系列の受信信号の中から所望の信号を抽出したが、所望の信号を選択的に使用して被検体情報を取得できる限り、この方法に限らない。例えば、音響波受信部 130 から出力されたアナログの電気信号のうち、血液量の少ないときに発生した光音響波の受信信号に対応するものについては記憶部 192

50

に保存しないこともできる。その結果、記憶部 192 には、血液量の多いときに発生した光音響波の受信信号が選択的に保存される。そして、演算部 191 は、記憶部 192 に保存された血液量の多いときに発生した光音響波の受信信号を選択的に使用して被検体情報を取得してもよい。

【0078】

(S400: 抽出された受信信号に基づいて関心領域における被検体情報を取得するステップ)

本ステップでは、演算部 191 が、S300 で抽出された受信信号に基づいて、関心領域における被検体情報を取得する。本実施形態では、演算部 191 は、関心領域内の各位置での光音響波の発生音圧情報、すなわち初期音圧分布を被検体情報として算出し、記憶部 192 に保存する。

10

【0079】

本ステップで得られた初期音圧分布は、S300 において抽出された S/N の高い信号に基づいて算出されるため、精度は高い。そのため、演算部 191 が、記憶部 192 に格納された初期音圧分布の画像を表示部 180 に表示させると、解像度やコントラストなどの画質が高い画像をユーザーに提供することができる。

【0080】

なお、演算部 191 は、関心領域内の各位置に到達したパルス光 112 の光フルエンス、すなわち光量分布を算出してもよい。本実施形態では、演算部 191 は、非特許文献 1 に記載された光拡散方程式を解くことにより、パルス光 112 の関心領域内の光量分布の情報を取得し、記憶部 192 に保存することができる。なお、関心領域内の光量分布を取得できる限り、演算部 191 はいかなる手法により光量分布を取得してもよい。

20

【0081】

続いて、演算部 191 は、記憶部 192 に保存された、関心領域内の初期音圧分布および光量分布を用いて、式(1)にしたがって関心領域内の光吸収係数分布を被検体情報として取得してもよい。

【0082】

なお、本ステップにおいて、演算部 191 は、S300 にて抽出された信号のうち、1パルスの光照射によって得られた時系列の受信信号から 1 フレームの被検体情報を取得してもよい。また、演算部 191 は、S300 にて抽出された信号のうち、複数回の光照射によって得られた複数の時系列の受信信号から 1 フレームの被検体情報を取得してもよい。すなわち、演算部 191 は、血液量が多いときに発生した光音響波の受信信号の少なくとも一部を使用して被検体情報を取得すればよい。

30

【0083】

以上の被検体情報取得方法により、血管内の血液量による、取得される被検体情報の精度への影響を抑制することができる。

【0084】

なお、本実施形態に係る光音響装置は、異なる波長の光を用いて上記の各ステップを行うことにより、同様に光吸収係数分布を取得することもできる。そして、演算部 191 は、互いに異なる複数の波長の光に対応する複数の光吸収係数分布を用いて、被検体 120 を構成する物質の濃度分布の情報を被検体情報として取得することもできる。

40

【0085】

ただし、単一の光源を用いて複数の波長のそれぞれの光を発生される場合、波長を切り替える際に時間を要する場合がある。ここで、血液量が多い状態のときに波長の切り替えを行うと、血液量が多い状態の間に光照射することのできる回数が低下し、被検体情報の精度の低下を招く可能性がある。そこで、血液量の少ない状態のときに波長の切り替えを行うことが好ましい。例えば、ある R 波から次の R 波までを 1 周期としたときに、心電図信号のある 1 つの周期の間に、光照射部 110 は、第一の波長 1 の光を照射する。続いて、その周期の血液量が少ない期間に、光源 111 内の波長可変機構を駆動して、光源 111 が第二の波長 2 の光を発生できる状態とさせる。続いて、次の周期内で、光照射部

50

110は、第二の波長 2の光を被検体120に照射する。

【0086】

このように、血液量が少なく、受信信号を使用しないと定めている期間に波長の切り替えを行うことができる。これにより、血液量が多く、受信信号を使用すべきと定めている期間における光照射回数を減少させることなく、効率良く複数の波長の光を血液量の多い状態のときに照射することができる。また、本実施形態において、被検体情報の取得のために抽出することのできる信号を効率的に確保することができるため、効率的に被検体情報の取得精度を向上させることができる。

【0087】

以上で説明したように、本実施形態では、被検体の拍動に伴って複数回繰り返される血液量の変動周期の、各変動周期内の共通する期間に取得された複数の受信信号に基づいて被検体情報を取得している。タイミングの揃った受信信号から被検体情報を取得しているため、血液量の変動による、取得される被検体情報への影響を抑制することができる。特に、本実施形態のように変動周期内でも血液量が多い期間に取得された受信信号を使うため、被検体情報の精度が高い画像が得られる。

【0088】

[実施形態2]

次に、実施形態2について説明する。

【0089】

実施形態1では、血液量が多い期間に取得した受信信号のみから被検体情報を生成したが、ユーザは、血液量が少ない期間の被検部も観察したいという要望を持つことが考えられる。そこで、本実施形態では、実施形態1では被検体情報の取得に使わなかった、血液量が少ない期間に得られた受信信号を取得し、これに基づいて被検体情報を取得する場合は説明する。

【0090】

本実施形態に係る光音響装置の構成は、実施形態1で説明した構成と同じである。

【0091】

次に、本実施形態に係る光音響装置が被検体情報を取得するフローを、図4を用いて説明する。S100、S200は実施形態1と同じである。

【0092】

(S500：心電図信号に基づいて関心領域における血液量が多いときに得られた受信信号を受信信号1、その他のタイミングで得られた受信信号を受信信号2として抽出するステップ)

本ステップでは、被検体情報取得部としての演算部191が、S100で得られた複数の光照射に対応する複数の時系列の受信信号から、S200で得られた心電図信号に基づいて、被検体情報の取得に用いる信号を抽出する。

【0093】

演算部191は、心電図取得部150により得られた心電図信号に基づいて、関心領域における血液量が多い期間を推定する。そして、演算部191は、その期間に発生した光音響波の受信信号を記憶部192から受信信号1として読み出す。一方、演算部191は、関心領域における血液量が少ないタイミングに発生した光音響波の受信信号については、記憶部192から受信信号2として読み出す。すなわち、演算部191は、図3(d)の「read」のときに得られた受信信号を第1の受信信号として抽出し、「read」でないときに得られた受信信号を第2の受信信号として抽出する。このように、複数の受信信号に分けて抽出したそれぞれの受信信号を受信信号グループと呼ぶ。

【0094】

本ステップにおいて抽出される信号は、心室収縮により血液量が増大したタイミングに発生した光音響波と、心室拡大により血液量が減少したタイミングに発生した光音響波をそれぞれ別の受信信号として読み出す。そのため、各受信信号グループ内で、それぞれの信号が発生した時点での血液量のばらつきは小さくなる。

10

20

30

40

50

## 【0095】

(S600: 抽出された第1の受信信号、第2の受信信号に基づいて関心領域における被検体情報を取得・表示する)

本ステップでは、演算部191が、S500で抽出された第1および第2の受信信号のそれぞれに基づいて、関心領域における被検体情報を取得する。本実施形態では、演算部191は、関心領域内の各位置での光音響波の発生音圧情報、すなわち初期音圧分布を被検体情報として算出し、記憶部192に保存する。

## 【0096】

実施形態1でも説明したように、被検体情報は、初期音圧分布に限らず、光吸収係数分布や、被検体120を構成する物質の濃度分布の情報であってもよい。

10

## 【0097】

光吸収係数分布や、物質の濃度分布は、複数回のレーザ照射によって求めた数値を平均化して、数値のS/Nを高めるという方法が知られている。一方、光吸収係数分布や、物質の濃度分布はヘモグロビンの量に比例するため、血液量に比例すると言える。よって、血管中の血液量に無関係に取得した複数の受信信号から得られた被検体情報を平均化したものよりも、第1の受信信号と第2の受信信号のそれぞれから得られた被検体情報をそれぞれ平均化したものの方が、より血液量のばらつきが小さい状態の被検体情報を得られる。

## 【0098】

次に、図5を参照しながら、得られた被検体情報の表示方法について説明する。

20

## 【0099】

領域220は、第1の受信信号から生成された初期音圧分布の画像を表示する領域であり、領域221は、第2の受信信号から生成された初期音圧分布の画像を表示する領域である。初期音圧分布は、一般に3D画像として得られるため、表示に際しては、3D画像を表示してもよいし、3D画像のある断面や、ある範囲のMIP(Maximum Intensity Projection)画像などを表示してもよい。

## 【0100】

領域200は、第1の受信信号として抽出する範囲と第2の受信信号として抽出する範囲とを表示する領域である。範囲204は、実施形態1で説明した時間t2を表す範囲であり、範囲205は実施形態1で説明した時間t1を表す範囲である。範囲201は、P波の開始と、R波の頂点から時間t2経過した時間との間の期間を表し、第2の受信信号として抽出される範囲である。範囲202は、時間t1を表し、第1の受信信号として抽出される範囲である。範囲203は、時間t1の終わりからP波の開始までを表し、第2の受信信号として抽出される範囲である。領域200の背景には典型的な心電図波形を表示し、ユーザに分かりやすくしてもよい。また、実際に心電図取得部150で取得した直近の心電図波形を表示してもよい。なお、典型的な心電図の波形や直近の心電図波形は、領域200と並べて表示してもよい。

30

## 【0101】

アイテム210は、時間t1を入力・変更できるUIパーツである。アイテム211は、時間t2を入力・変更できるUIパーツである。アイテム210、アイテム211の変更に連動して範囲205、範囲204の幅を変更してもよい。また、アイテム201、アイテム211の変更に連動して、新しく設定された時間t1、時間t2に基づきステップ500の第1および第2の受信信号の抽出処理を再度実行する。さらに、被検体情報を取得しなおし、領域220、領域221に表示する画像を更新する。図5に示す例では、アイテム210として示された上下の三角形をユーザが選択すると、テキストボックス内に示された時間t1の長さが更新されるとともに、領域200上にも時間t1を示す点線間の距離が変更される。ユーザは、テキストボックスに直接数字を入力してもよいし、領域200内の点線をマウス等でドラッグすることにより、時間t1の開始および終了時刻を決めることで時間t1の範囲の設定を行ってもよい。時間t2も時間t1と同様の手法で設定すればよい。

40

50

## 【 0 1 0 2 】

なお、表示する被検体情報は初期音圧分布に限らず、光吸収係数分布や、物質の濃度分布でもよい。

## 【 0 1 0 3 】

なお、本実施形態では心電図波形の1周期を被検部に血液量が多い期間（図5中、（1）で示した期間）と血液量が少ない期間（図5中、（2）で示した期間）の2つに分けた場合の例を説明したが、1周期を3以上の区間に分けてもよい。1周期をより多くの区間に分けるほど、各区間内の血液量のばらつきは小さくなるため、より均一な信号レベルの受信信号が得られる。一方、心電図波形の分割数を多くすると、各区間で得られる受信信号の数が少なくなるので、それらを平均化することによるS/N向上の効果は小さくなる。このトレードオフを鑑みて1周期をいくつに分割するのかを決めるのが望ましい。

10

## 【 0 1 0 4 】

なお、本実施形態では第1の受信信号に基づく画像と第2の受信信号に基づく画像を並べて表示したが、他の表示方法でもよい。一例としては、2つの画像を重畳して表示することも考えられる。また、画像を交互に表示してもよい。心電図波形の分割数を増やすと動画のように表示することができる。これは、複数照射によって得られた受信信号を平均化した画像を順次表示することになるので、レーザの1照射によって得られた受信信号から得られた初期音圧分布を順に動画のように表示したものよりも、S/Nの高い画像に基づく動画をユーザに提供することができる。

## 【 0 1 0 5 】

なお、本実施例では、光音響波信号と心電図信号とを取得し終えた後に、被検体情報の取得および表示を行っているが、光音響波信号と心電図信号とを取得しながら、被検体情報の取得および表示をリアルタイムに行ってもよい。また、被検体情報の取得および表示をリアルタイムに行う場合には、取得開始からの光音響波信号と心電図信号とをすべて使用せずに、一部の光音響波信号と心電図信号とを使用してもよい。例えば、現時刻からある時間だけさかのぼった時刻から現時刻までの間に取得された光音響波信号と心電図信号とを使用することが考えられる。このようにすることによって、被検体が動いてしまった場合にも、より正確な被検体情報を得ることができる。

20

## 【 0 1 0 6 】

以上で説明した実施形態2によれば、実施形態1と同様の効果が得られる。さらに、本実施形態によれば、血液量の変動周期のうちの異なる期間毎の被検体情報をユーザに提供することができる。動脈は血液量が増えるタイミングで拍動しており、これら複数の被検体情報を比較することで、動脈と静脈を見分けることができると考えられる。

30

## 【 0 1 0 7 】

〔その他〕

以上、特定の実施形態を参照しながら、本発明について詳解してきた。しかしながら、本発明は上記特定の形態に限定されず、本発明の技術思想を逸脱しない範囲で実施形態の修正をすることができる。

## 【 0 1 0 8 】

たとえば、上記では、測定部位の血液量の増減を把握する血液情報取得部として、心電計を利用する場合を説明したが、被検体の拍動を測定するその他の手段によって測定部位の血液量を把握してもよい。たとえば、赤外線による脈拍計を用いても良い。

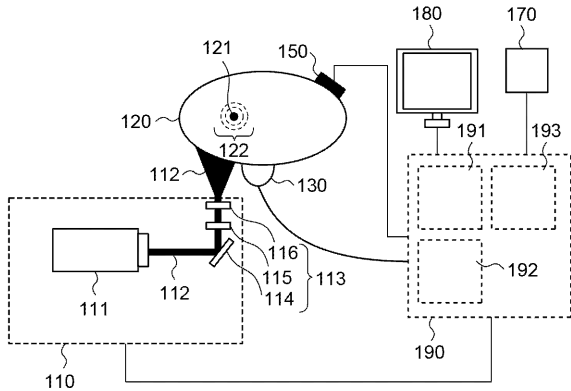
40

## 【 符号の説明 】

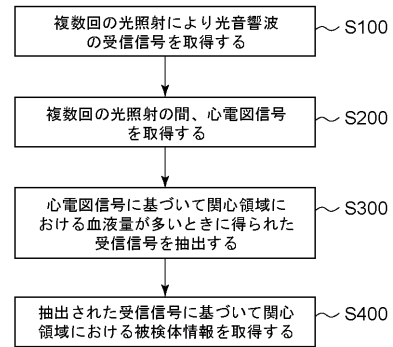
## 【 0 1 0 9 】

- 1 1 0 光照射部
- 1 2 0 被検体
- 1 3 0 音響波受信部
- 1 5 0 心電図取得部
- 1 9 0 処理部

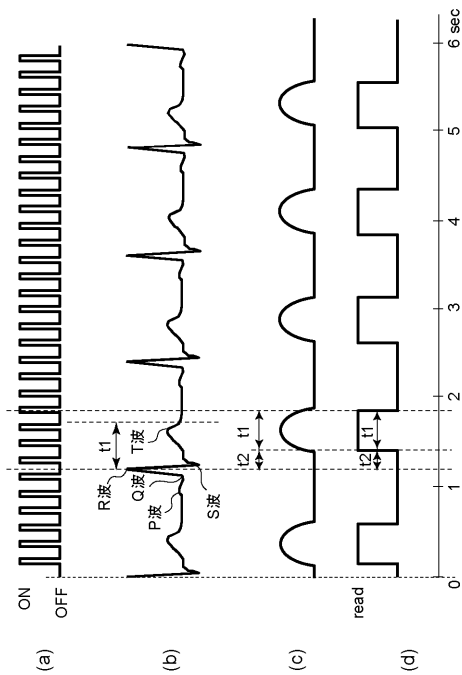
【図1】



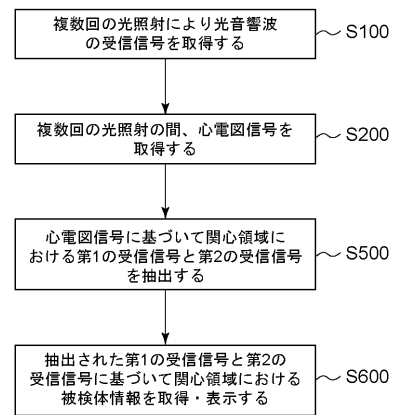
【図2】



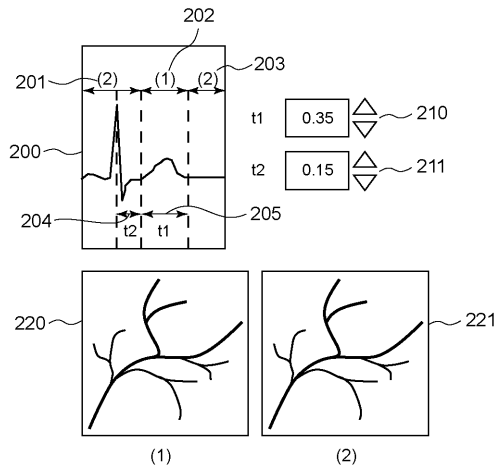
【図3】



【図4】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 長永 兼一  
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 岡 一仁  
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2016-042922(JP,A)  
米国特許出願公開第2014/0198606(US,A1)  
米国特許出願公開第2013/0324855(US,A1)  
特開2010-269018(JP,A)  
特開平09-313485(JP,A)  
特開2009-165815(JP,A)  
特開2010-172376(JP,A)  
特開2005-342006(JP,A)

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