

(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2018-126454

(P2018-126454A)

(43) 公開日 平成30年8月16日(2018.8.16)

(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 未請求 請求項の数 16 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2017-23538 (P2017-23538)
 (22) 出願日 平成29年2月10日(2017.2.10)

(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 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
 (74) 代理人 100155871
 弁理士 森廣 亮太

最終頁に続く

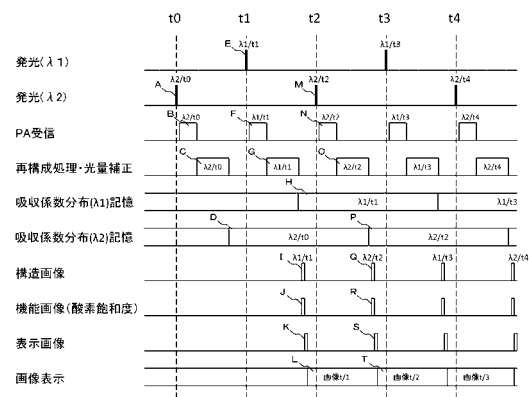
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置および表示方法

(57) 【要約】

【課題】光音響装置において、被検体内の画像のリアルタイム表示を良好に行う。

【解決手段】第1および第2の波長の光を照射する光照射部と、音響波を受信して信号を出力する受信部と、被検体の構造情報および機能情報を生成する処理部と、表示制御部を有し、光照射部は、第1の波長での第1の照射、第2の波長での第2の照射、第1の波長での第3の照射を行い、受信部は、第1から第3の信号を出力し、処理部は、第1および第2の信号に基づいて第1の機能情報を生成し、第2および第3の信号に基づいて第2の機能情報を生成し、表示制御部は、第1および第2の機能情報に基づく第1および第2の表示画像を順次、表示する、被検体情報取得装置を用いる。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の波長の光と、前記第 1 の波長とは異なる第 2 の波長の光とを被検体に対して照射する光照射部と、

前記被検体から伝搬した音響波を受信して信号を出力する受信部と、

前記音響波に基づいて前記被検体の構造情報および機能情報を生成する処理部と、

前記構造情報および機能情報に基づく表示画像を表示部に表示させる表示制御部と、を有し、

前記光照射部は、前記第 1 の波長の光を前記被検体に照射する第 1 の照射を行い、前記第 1 の照射の後に前記第 2 の波長の光を前記被検体に照射する第 2 の照射を行い、前記第 2 の照射の後に前記第 1 の波長の光を前記被検体に照射する第 3 の照射を行い、

前記受信部は、前記第 1 から第 3 の照射のそれぞれに由来する前記音響波を受信して、第 1 から第 3 の信号を出力し、

前記処理部は、

前記第 1 から第 3 の信号のそれぞれに基づく第 1 から第 3 の構造情報の、少なくともいずれかを生成し、

前記第 1 および第 2 の信号に基づいて第 1 の機能情報を生成し、前記第 2 および第 3 の信号に基づいて第 2 の機能情報を生成し、

前記第 1 および第 2 の機能情報のそれぞれに基づいて第 1 および第 2 の表示画像を生成し、前記第 1 および第 2 の表示画像の生成には、前記第 1 から第 3 の構造情報の少なくともいずれかが用いられており、

前記表示制御部は、前記第 1 および第 2 の表示画像を順次、前記表示部に表示させることを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記処理部は、

前記第 1 から第 3 の構造情報のうち、少なくとも、前記第 2 および第 3 の構造情報を生成し、

前記第 1 の機能情報と前記第 2 の構造情報に基づいて前記第 1 の表示画像を生成し、前記第 2 の機能情報と前記第 3 の構造情報に基づいて前記第 2 の表示画像を生成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】

前記機能情報は前記被検体の酸素飽和度分布を示すものであり、前記構造情報は前記被検体における血管の構造を示すものであり、

前記処理部は、前記酸素飽和度分布を前記血管の構造を用いてトリミングすることにより、前記表示画像を生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記第 1 および第 2 の波長は、一方がオキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数が略等しい波長であり、他方がオキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数が異なる波長であり、

前記処理部は、

前記第 1 の信号に基づいて第 1 の吸収係数分布を生成し、前記第 2 の信号に基づいて第 2 の吸収係数分布を生成し、前記第 1 および第 2 の吸収係数分布を用いて前記酸素飽和度分布を生成し、かつ、

前記第 1 および第 2 の吸収係数分布の少なくともいずれかに対する閾値処理によって前記構造情報を生成するものである

ことを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 5】

前記処理部は、前記第 1 および第 2 の波長のうち、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数が異なる波長に由来する吸収係数分布を用いて前記構造情報を生成す

るときに、動脈である血管の幅が太くなるような補正を行う
ことを特徴とする請求項 4 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記表示制御部は、前記構造情報に基づく画像と前記機能情報に基づく画像とを重畳して前記表示部に表示させる

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 7】

前記表示制御部は、前記構造情報に基づく画像と前記機能情報に基づく画像とを異なる色相で前記表示部に表示させる

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。

10

【請求項 8】

前記受信部が、前記第 1 から第 3 の照射のそれぞれに由来する前記音響波を受信する位置は、互いに異なる

ことを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 9】

前記受信部は、ハンドヘルド型プローブの中に配置されている

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】

前記受信部を移動させる走査部をさらに有する

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。

20

【請求項 11】

前記処理部は、前記受信部が前記第 1 から第 3 の照射のそれぞれに由来する前記音響波を受信した位置を用いて、前記第 1 および第 2 の機能情報を生成する

ことを特徴とする請求項 8 ないし 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】

第 1 の波長の光と、前記第 1 の波長とは異なる第 2 の波長の光とを被検体に対して照射する光照射部と、

前記被検体から伝搬した音響波を受信して信号を出力する受信部と、

前記音響波に基づく再構成を行う処理部と、

前記再構成により生成された画像データに基づく表示画像を表示部に表示させる表示制御部と、を有し、

30

前記処理部は、

前記第 1 の波長の光に由来する音響波から再構成される第 1 の吸収係数分布、および、前記第 2 の波長の光に由来する音響波から再構成される第 2 の吸収係数分布から、酸素飽和度分布を生成するものであり、かつ、

前記酸素飽和度分布を生成するために用いられた前記第 1 の吸収係数分布に関連する前記第 1 の波長での発光の回数を第 1 の回数とし、前記酸素飽和度分布を生成するために用いられた前記第 2 の吸収係数分布に関連する前記第 2 の波長での発光の回数を第 2 の回数としたときに、以下の式 (1) ~ 式 (3) を満たす生成回数だけ前記酸素飽和度分布を生成するものであり、

40

前記表示制御部は、前記表示画像として、前記酸素飽和度分布に基づく画像を前記表示部に表示させる

ことを特徴とする被検体情報取得装置。

第 1 の回数 < 生成回数 ... (1)

第 2 の回数 < 生成回数 ... (2)

生成回数 第 1 の回数 + 第 2 の回数 ... (3)

【請求項 13】

前記処理部は、前記第 1 の波長での発光ごと、および、前記第 2 の波長での発光ごとに、前記酸素飽和度分布を生成し、

前記表示制御部は、前記酸素飽和度分布が生成されるごとに、前記酸素飽和度分布に基

50

づく画像を順次、前記表示部に表示する

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 1 4】

前記処理部は、前記酸素飽和度分布を生成するために用いられた前記第 1 の吸収係数分布、または、前記酸素飽和度分布を生成するために用いられた前記第 2 の吸収係数分布を用いて、前記酸素飽和度分布から血管を抽出し、

前記表示制御部は、前記表示画像として、前記血管が抽出された前記酸素飽和度分布を前記表示部に表示する

ことを特徴とする請求項 1 2 または 1 3 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 1 5】

第 1 の波長での第 1 の照射により被検体から発生した音響波に由来する第 1 の信号を取得するステップと、

前記第 1 の波長と異なる第 2 の波長での第 2 の照射により前記被検体から発生した音響波に由来する第 2 の信号を取得するステップと、

前記第 1 の波長での第 3 の照射により前記被検体から発生した音響波に由来する第 3 の信号を取得するステップと、

前記第 1 の信号および前記第 2 の信号に基づいて第 1 の機能情報を生成するステップと、

前記第 2 の信号および前記第 3 の信号に基づいて第 2 の機能情報を生成するステップと、

前記第 1 の機能情報に基づく第 1 の表示画像と、前記第 2 の機能情報に基づく第 2 の表示画像を順次、表示するステップと、

を有することを特徴とする表示方法。

【請求項 1 6】

前記第 1 から第 3 の信号のそれぞれに基づく第 1 から第 3 の構造情報のうち、少なくとも第 2 および第 3 の構造情報を生成するステップをさらに有し、

前記第 1 の表示画像の生成には、前記第 2 の構造情報が用いられており、前記第 2 の表示画像の生成には、前記第 3 の構造情報が用いられて

ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の表示方法。

【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および表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

光を用いて被検体の内部を画像化する光音響装置が研究・開発されている。光音響装置は、被検体に照射された光のエネルギーを吸収した光吸収体から光音響効果により発生する音響波（光音響波）を用いて再構成を行い、吸収係数分布画像を形成する。さらに、吸収係数分布画像から、被検体内の構造画像や機能画像を生成する。構造画像の例としては、被検体内の血管の位置を示す画像がある。機能画像の例としては、被検体内の光学特性に対応する特性情報分布を示す画像がある。機能画像として特に、複数の波長の光を用いることで取得される酸素飽和度分布画像が注目されている。

【0003】

また、超音波診断装置に用いられるものと同様のハンドヘルド型プローブを用いて、容易に観察部位にアクセスできる光音響装置が研究・開発されている。このようなハンドヘルド型プローブを備える光音響装置において、リアルタイムに被検体内の構造画像や機能画像を観察可能とするための研究・開発が進められている。

【0004】

特許文献 1 には、発光時刻が異なる複数の波長の光パルスを用いる光音響装置において、発光間の動きを補正して機能画像（酸素飽和度分布画像）を得る方法が開示されている

10

20

30

40

50

。また、特許文献 2 には、複数の波長のうち、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数が等しい第 1 の波長の吸収係数分布画像を用いて、構造画像（血管位置を特定した画像）を得る方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2016 - 013421 号公報

【特許文献 2】特開 2015 - 142740 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

従来、ステージに設けたプローブを機械的にスキャンし、複数の光パルスに対する吸収係数分布画像を形成する、機械走査方式の光音響装置が知られている。このような機械走査方式の光音響装置に特許文献 1, 2 の技術を適用した場合、良好な画像が得られる。しかし、特許文献 1, 2 の技術においては、複数の波長での発光が終了した後に表示画像が得られる。そのため、リアルタイムに被検体内の構造画像や機能画像を観察する場合、発光回数よりも、表示画像の更新回数が少なくなるという課題がある。すなわち、リアルタイムに構造画像や機能画像を表示する際に、プローブの動きや体動に対する画像表示の時間追従性が悪くなるという課題がある。特に、ハンドヘルド型プローブを備える光音響装置においてはリアルタイム表示への要望が強いため、時間追従性の改善が求められている。

20

【0007】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものである。本発明の目的は、光音響装置において、被検体内の画像のリアルタイム表示を良好に行うことにある。

【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、

第 1 の波長の光と、前記第 1 の波長とは異なる第 2 の波長の光とを被検体に対して照射する光照射部と、

前記被検体から伝搬した音響波を受信して信号を出力する受信部と、

30

前記音響波に基づいて前記被検体の構造情報および機能情報を生成する処理部と、

前記構造情報および機能情報に基づく表示画像を表示部に表示させる表示制御部と、を有し、

前記光照射部は、前記第 1 の波長の光を前記被検体に照射する第 1 の照射を行い、前記第 1 の照射の後に前記第 2 の波長の光を前記被検体に照射する第 2 の照射を行い、前記第 2 の照射の後に前記第 1 の波長の光を前記被検体に照射する第 3 の照射を行い、

前記受信部は、前記第 1 から第 3 の照射のそれぞれに由来する前記音響波を受信して、第 1 から第 3 の信号を出力し、

前記処理部は、

前記第 1 から第 3 の信号のそれぞれに基づく第 1 から第 3 の構造情報の、少なくともいずれかを生成し、

40

前記第 1 および第 2 の信号に基づいて第 1 の機能情報を生成し、前記第 2 および第 3 の信号に基づいて第 2 の機能情報を生成し、

前記第 1 および第 2 の機能情報のそれぞれに基づいて第 1 および第 2 の表示画像を生成し、前記第 1 および第 2 の表示画像の生成には、前記第 1 から第 3 の構造情報の少なくともいずれかが用いられており、

前記表示制御部は、前記第 1 および第 2 の表示画像を順次、前記表示部に表示させることを特徴とする被検体情報取得装置である。

【0009】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

50

第 1 の波長の光と、前記第 1 の波長とは異なる第 2 の波長の光とを被検体に対して照射する光照射部と、

前記被検体から伝搬した音響波を受信して信号を出力する受信部と、

前記音響波に基づく再構成を行う処理部と、

前記再構成により生成された画像データに基づく表示画像を表示部に表示させる表示制御部と、を有し、

前記処理部は、

前記第 1 の波長の光に由来する音響波から再構成される第 1 の吸収係数分布、および、前記第 2 の波長の光に由来する音響波から再構成される第 2 の吸収係数分布から、酸素飽和度分布を生成するものであり、かつ、

前記酸素飽和度分布を生成するために用いられた前記第 1 の吸収係数分布に関連する前記第 1 の波長での発光の回数を第 1 の回数とし、前記酸素飽和度分布を生成するために用いられた前記第 2 の吸収係数分布に関連する前記第 2 の波長での発光の回数を第 2 の回数としたときに、以下の式 (1) ~ 式 (3) を満たす生成回数だけ前記酸素飽和度分布を生成するものであり、

前記表示制御部は、前記表示画像として、前記酸素飽和度分布に基づく画像を前記表示部に表示させる

ことを特徴とする被検体情報取得装置。

第 1 の回数 < 生成回数 ... (1)

第 2 の回数 < 生成回数 ... (2)

生成回数 第 1 の回数と第 2 の回数の合計数 ... (3) である。

【 0 0 1 0 】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

第 1 の波長での第 1 の照射により被検体から発生した音響波に由来する第 1 の信号を取得するステップと、

前記第 1 の波長と異なる第 2 の波長での第 2 の照射により前記被検体から発生した音響波に由来する第 2 の信号を取得するステップと、

前記第 1 の波長での第 3 の照射により前記被検体から発生した音響波に由来する第 3 の信号を取得するステップと、

前記第 1 の信号および前記第 2 の信号に基づいて第 1 の機能情報を生成するステップと、

前記第 2 の信号および前記第 3 の信号に基づいて第 2 の機能情報を生成するステップと、

前記第 1 の機能情報に基づく第 1 の表示画像と、前記第 2 の機能情報に基づく第 2 の表示画像を順次、表示するステップと、

を有することを特徴とする表示方法である。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、光音響装置において、被検体内の画像のリアルタイム表示を良好に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】第 1 の実施形態に係る光音響装置のブロック図

【図 2】第 1 の実施形態に係るハンドヘルド型プローブの模式図

【図 3】第 1 の実施形態に係るコンピュータと周辺構成を示すブロック図

【図 4】第 1 の実施形態における動作を説明するためのタイミング図

【図 5】本発明の第 1 の実施形態における動作を説明するためのフローチャート

【図 6】第 1 の波長 1 と第 2 の波長の吸収係数の一例を示すグラフ

【図 7】閾値を下げる補正の説明のための図

【図 8】「忠実モード」のタイミング図

【発明を実施するための形態】

【0013】

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る。よって、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。

【0014】

本発明は、被検体から伝搬する音響波を検出し、被検体内部の特性情報を生成し、取得する技術に関する。よって本発明は、被検体情報取得装置またはその制御方法、あるいは被検体情報取得方法や信号処理方法として捉えられる。本発明はまた、被検体内部の特性情報を示す画像を生成し表示する表示方法として捉えられる。本発明はまた、これらの方法をCPUやメモリ等のハードウェア資源を備える情報処理装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した、コンピュータにより読み取り可能な非一時的な記憶媒体としても捉えられる。

【0015】

本発明の被検体情報取得装置には、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た音響波を受信して、被検体の特性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光音響イメージング装置を含む。この場合、特性情報とは、受信された光音響波に由来する信号を用いて生成される、被検体内の複数位置のそれぞれに対応する特性値の情報である。

【0016】

本発明に係る光音響画像データは、光照射により発生した光音響波に由来するあらゆる画像データを含む概念である。例えば、光音響画像データは、光音響波の発生音圧（初期音圧）、吸収エネルギー密度、及び吸収係数、被検体を構成する物質の濃度（酸素飽和度など）などの少なくとも1つの被検体情報の空間分布を表す画像データである。なお、互いに異なる複数の波長の光照射により発生する光音響波に基づいて、被検体を構成する物質の濃度などの、分光情報を示す光音響画像データが得られる。分光情報を示す光音響画像データは、酸素飽和度、酸素飽和度に吸収係数等の強度を重み付けした値、トータルヘモグロビン濃度、オキシヘモグロビン濃度、またはデオキシヘモグロビン濃度であってもよい。また、分光情報を示す光音響画像データは、グルコース濃度、コラーゲン濃度、メラニン濃度、または脂肪や水の体積分率であってもよい。

【0017】

被検体内の各位置の特性情報に基づいて、二次元または三次元の特性情報分布が得られる。分布データは画像データとして生成され得る。特性情報は、数値データとしてではなく、被検体内の各位置の分布情報として求めてもよい。すなわち、初期音圧分布、エネルギー吸収密度分布、吸収係数分布や酸素飽和度分布などの分布情報である。

【0018】

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。トランスデューサ等により音響波から変換された電気信号を音響信号とも呼ぶ。ただし、本明細書における超音波または音響波という記載は、それらの弾性波の波長を限定する意図ではない。光音響効果により発生した音響波は、光音響波または光超音波と呼ばれる。光音響波に由来する電気信号を光音響信号とも呼ぶ。分布データは、光音響画像データや再構成画像データとも呼ばれる。

【0019】

以下の実施形態では、被検体情報取得装置として、被検体に互いに異なる複数の波長のパルス光を照射し、被検体からの光音響波を受信し、被検体内の血管画像（構造画像）や酸素飽和度分布画像（機能画像）を生成する光音響装置を取り上げる。以下の実施形態ではまた、ハンドヘルド型プローブを有する光音響装置を取り上げているが、本発明は、ステージにプローブを設けて機械的にスキャンする光音響装置にも適用できる。

【0020】

< 第 1 の実施形態 >

(装置構成)

以下、図 1 の概略ブロック図を用いて、本実施形態に係る光音響装置 1 の構成を説明する。光音響装置 1 は、プローブ 180、信号収集部 140、コンピュータ 150、表示部 160、入力部 170、及び、光源部 200 を有する。プローブ 180 には、光照射部 113 と受信部 120 が含まれる。コンピュータ 150 には、演算部 151、記憶部 152、制御部 153、表示制御部 154 が含まれる。

【 0021 】

光源部 200 は、光ファイバ（バンドルファイバ）等の光学系 112 を経由して、光照射部 113 に光パルスを供給する。光照射部 113 は、供給された光を被検体 100 に照射する。受信部 120 は、被検体 100 から発生した光音響波を受信して、アナログ信号としての電気信号（光音響信号）を出力する。信号収集部 140 は、受信部 120 から出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、コンピュータ 150 に出力する。

【 0022 】

コンピュータ 150 は、信号収集部 140 から出力されたデジタル信号を、光音響波に由来する電気信号（光音響信号）としてメモリに記憶する。コンピュータ 150 は、記憶されたデジタル信号に対して画像再構成などの処理を行うことにより光音響画像データを生成する。また、コンピュータ 150 は、得られた光音響画像データに対して表示のための画像処理を施した後に、画像データを表示部 160 に出力する。コンピュータ 150 は、また、光音響装置 1 の全体の制御を行う。

【 0023 】

表示部 160 は、光音響画像データに基づき光音響画像を表示する。ユーザー（医師や技師等）は、表示部 160 に表示された光音響画像を確認することにより、診断を実施できる。表示画像は、ユーザーやコンピュータ 150 からの保存指示に基づいて、コンピュータ 150 内のメモリや、光音響装置とネットワークで接続されたデータ管理システムなどに保存されても良い。入力部 170 は、ユーザーからの指示などを受け付ける。

【 0024 】

(各ブロックの詳細構成)

続いて、各ブロックの好ましい構成について詳細に述べる。

【 0025 】

(プローブ 180)

図 2 は、本実施形態に係るプローブ 180 の模式図である。プローブ 180 は、光照射部 113、受信部 120、及び、ハウジング 181 を含む。ハウジング 181 は、光照射部 113 及び受信部 120 を囲う筐体である。ユーザーは、ハウジング 181 を把持することにより、プローブ 180 をハンドヘルド型プローブとして利用できる。光照射部 113 は、光学系 112 により伝搬された光パルスを被検体に照射する。なお、図中の X Y Z 軸は、プローブを静置した場合の座標軸を示すものであり、プローブ使用時の向きを限定するものではない。

【 0026 】

図 2 に示すプローブ 180 は、ケーブル 182 を介して、信号収集部 140、及び光源部 200 と繋がっている。ケーブル 182 は、光源部 200 から光照射部 113 に光パルスを供給する光学系 112 と、受信部 120 から出力されたアナログ信号を信号収集部 140 に出力する配線（不図示）を含む。ケーブル 182 にコネクタを設け、プローブ 180 と光音響装置のその他の構成とを分離できる構成としてもよい。

【 0027 】

(光学系 112)

光学系 112 は、光源部 200 が発生させた光を光照射部 113 に伝送する光学部材である。取り回しを良好にする観点からは、バンドルファイバを用いるとよい。他に、プリズム、ミラーなど、光を伝達させるための任意の部材を利用できる。

【 0028 】

(光照射部 1 1 3)

光照射部 1 1 3 は、光を被検体に照射するための出射端である。光照射部 1 1 3 としては、バンドルファイバの終端部を利用できる。また、生体の一部（乳房など）を被検体 1 0 0 とする場合、パルス光のビーム径を広げて照射するために、光を拡散させる拡散板等を用いてもよい。

【 0 0 2 9 】

(受信部 1 2 0)

受信部 1 2 0 は、音響波を受信して電気信号を出力するトランスデューサと、トランスデューサを支持する支持体とを含む。トランスデューサを構成する部材として例えば、圧電材料、静電容量型トランスデューサ（CMUT: Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers）、ファブリペロー干渉計を用いたトランスデューサなどを使用できる。圧電材料として例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）等の圧電セラミック材料や、PVDF（ポリフッ化ビニリデン）等の高分子圧電膜材料がある。

【 0 0 3 0 】

トランスデューサにより得られる電気信号は時間分解信号である。そのため、電気信号の振幅は、各時刻にトランスデューサで受信される音圧に基づく値（例えば、音圧に比例した値）を表している。なお、トランスデューサとしては、光音響波を構成する周波数成分（典型的には 1 0 0 K H z から 1 0 0 M H z ）を検出できるものが好ましい。また、支持体に複数のトランスデューサを並べて配置して、1 D アレイ、1 . 5 D アレイ、1 . 7 5 D アレイ、または 2 D アレイと呼ばれるような平面や曲面を形成することも好ましい。

【 0 0 3 1 】

受信部 1 2 0 が、トランスデューサ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備えてもよい。また、受信部 1 2 0 が、トランスデューサから出力される時系列のアナログ信号を時系列のデジタル信号に変換する A / D 変換器を備えてもよい。すなわち、受信部 1 2 0 が信号収集部 1 4 0 を備えてもよい。

【 0 0 3 2 】

なお、音響波を様々な角度から検出して画像精度を向上させるためには、被検体 1 0 0 を全周囲から囲むようなトランスデューサ配置が好ましい。また、全周囲を囲めないほど被検体 1 0 0 が大きい場合は、半球状の支持体上にトランスデューサを配置してもよい。このような形状の受信部 1 2 0 を備えるプローブ 1 8 0 は、ハンドヘルド型ではなく、プローブを被検体 1 0 0 に対して相対移動させる機械走査型の光音響装置に好適である。プローブの移動には、XY ステージなどの走査部を用いれば良い。なお、トランスデューサの配置および数、ならびに支持体の形状は、上記に限定されず、被検体 1 0 0 に応じて最適化すればよい。

【 0 0 3 3 】

受信部 1 2 0 と被検体 1 0 0 との間の空間には、光音響波を伝搬させる媒質を配置すると良い。これにより、被検体 1 0 0 とトランスデューサの界面における音響インピーダンスが整合する。媒質として例えば、水、油、超音波ジェルなどがある。

光音響装置 1 は、被検体 1 0 0 を保持して形状を安定させる保持部材を備えていても良い。保持部材としては光透過性と音響波透過性がともに高いものが好ましい。例えば、ポリメチルペンテンやポリエチレンテレフタレート、アクリルなどを利用できる。

【 0 0 3 4 】

本実施形態に係る装置が、光音響画像に加えて、音響波の送受信により超音波画像も生成する場合、トランスデューサは、音響波を送信する送信手段として機能してもよい。受信手段としてのトランスデューサと送信手段としてのトランスデューサとは、単一（共通）のトランスデューサでもよいし、別々の構成であってもよい。

【 0 0 3 5 】

(光源部 2 0 0)

光源部 2 0 0 は、被検体 1 0 0 に照射するための光を発生させる装置である。光源部 2

10

20

30

40

50

00としては、大出力のパルス光を発生させ、かつ、酸素飽和度などの物質濃度を取得するために、波長可変な固体レーザー装置が好適である。ただし、半導体レーザー装置や、レーザー以外の光源装置（発光ダイオードやフラッシュランプなど）を利用しても良い。また、波長可変とするために、互いに異なる波長の光を発生させる複数の光源装置を組み合わせ利用しても良い。

【0036】

光源部200が発する光のパルス幅は、例えば1ns以上、100ns以下である。また、光の波長としては、400nm以上、1600nm以下が好適であるが、画像化した光吸収体の光吸収特性に応じて波長を決定して良い。血管を高解像度でイメージングする場合は、血管での吸収が大きい波長（400nm以上、700nm以下）を用いてもよい。生体の深部をイメージングする場合には、生体の背景組織（水や脂肪など）において吸収が少ない波長（700nm以上、1100nm以下）の光を用いてもよい。

【0037】

本実施形態では、光源部200として、Ti:S（チタンサファイアレーザー）を用いる。Ti:Sの励起にはNd:YAGレーザー光（波長1064nmのナノ秒オーダーのパルス光）を用いる。光源部200は、被検体の深部まで届く700nm以上の2つの波長で発光する。第1の波長1は、797nmである。第1の波長においては、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数が略等しい。なお、波長を選択するときには、構造画像が良好に表示できる波長を用いるとよい。例えば、778nm以上、950nm以下の波長を用いることで、再構成した吸収係数分布画像に対して、画像中の最大吸収係数の3割の値を閾値として2値化処理とトリミングを施した場合に、血管太さの変化が±10%以内にとどめられる。また、第1の波長と第2の波長という名称は便宜上のものであり、一方の波長と他方の波長のいずれを第1の波長と呼んでもよい

【0038】

第2の波長2は、756nmである。この波長には、デオキシヘモグロビンの吸収係数のピークがあるため、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数差が大きい。酸素飽和度を計算する際には、この第2の波長756nmの光のように、2種類のヘモグロビンの吸収係数の差が大きく、第1の波長797nmの光に対する吸収係数と同程度の吸収係数を持つ波長を選べば、精度よく酸素飽和度を取得できる。

【0039】

（信号収集部140）

信号収集部140は、受信部120から出力されたアナログ信号である電気信号を増幅するアンプと、アンプから出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器とを含む。信号収集部140は、FPGA（Field Programmable Gate Array）チップなどで構成されてもよい。信号収集部140から出力されるデジタル信号は、コンピュータ150内の記憶部152に記憶される。信号収集部140は、Data Acquisition System（DAS）とも呼ばれる。本明細書において電気信号は、アナログ信号もデジタル信号も含む概念である。なお、信号収集部140に、光源部200からの光を検出する光検出センサを接続することで、光照射と信号収集処理を同期させられる。

【0040】

上述したように、信号収集部140をプローブ180のハウジング181の内部に配置してもよい。このような構成であれば、プローブ180とコンピュータ150との間の情報がデジタル信号で伝搬されるため、耐ノイズ性が向上する。また、アナログ信号を伝送する場合に比べ、高速デジタル信号を用いることによって、配線数を少なくすることが可能となり、プローブ180の操作性が向上する。

【0041】

（コンピュータ150）

コンピュータ150は、演算部151、記憶部152、制御部153、表示制御部154を含む。演算部151としての演算機能を担うユニットは、CPUやGPU（Graph

10

20

30

40

50

hics Processing Unit)等のプロセッサ、FPGA(Field Programmable Gate Array)チップ等の演算回路で構成できる。これらのユニットは、単一のプロセッサや演算回路から構成されても良いし、複数のプロセッサや演算回路から構成されても良い。演算部151は、画像再構成による光音響画像データ(構造画像や機能画像)の生成や、その他各種の演算処理を実行する。演算部151は、入力部170から、被検体音速や保持部の構成などの各種パラメータ入力を受け付けて、演算に用いてもよい。

【0042】

演算部151が電気信号を3次元のボリュームデータに変換するときの再構成アルゴリズムとしては、タイムドメインでの逆投影法、フーリエドメインでの逆投影法、モデルベース法(繰り返し演算法)など、任意の手法を採用できる。タイムドメインでの逆投影法として、Universal back-projection(UBP)、Filtered back-projection(FBP)、または整相加算(Delay-and-Sum)などが挙げられる。

【0043】

2波長を用いる場合、演算部151は、画像再構成処理によって、第1の波長の光に由来する光音響信号から第1の初期音圧分布を、第2の波長の光に由来する光音響信号から第2の初期音圧分布を生成する。さらに、第1の初期音圧分布を第1の波長の光の光量分布で補正することによって第1の吸収係数分布を、第2の初期音圧分布を第2の波長の光の光量分布で補正することによって第2の吸収係数分布を取得する。さらに、第1および第2の吸収係数分布から、酸素飽和度分布を取得する。なお、最終的に酸素飽和度分布が得られれば良いので、演算の内容や順序はこれに限られない。

【0044】

記憶部152は、ROM(Read only memory)、磁気ディスクやフラッシュメモリなどの非一時記憶媒体で構成できる。また、記憶部152は、RAM(Random Access Memory)などの揮発性の媒体であってもよい。なお、プログラムが格納される記憶媒体は、非一時記憶媒体である。また、記憶部152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。

記憶部152は、演算部151により生成される光音響画像データや、光音響画像データに基づいた表示画像など、各種のデータを保存できる。

【0045】

制御部153は、CPUなどの演算素子で構成される。制御部153は、光音響装置の各構成の動作を制御する。制御部153は、入力部170からの測定開始などの各種操作による指示信号を受けて、光音響装置の各構成を制御してもよい。また、制御部153は、記憶部152に格納されたプログラムコードを読み出し、光音響装置の各構成の動作を制御する。

【0046】

表示制御部154は、制御部153と共通の、または同様の構成を持つ。表示制御部154は表示部160に対する画像データ出力や画像の調整などを行う。これにより、プローブの移動と光音響測定に伴い順次、酸素飽和度分布画像が表示される。

【0047】

コンピュータ150は本発明に専用に設計されたワークステーションであってもよい。コンピュータ150はまた、汎用的なPCやワークステーションを、記憶部152に格納されたプログラムの指示に従って動作させたものであってもよい。また、コンピュータ150の各構成は異なるハードウェアによって構成されてもよい。また、コンピュータ150の少なくとも一部の構成は単一のハードウェアで構成されてもよい。

【0048】

図3は、本実施形態に係るコンピュータ150の具体的な構成例を示す。本実施形態に係るコンピュータ150は、CPU154、GPU155、RAM156、ROM157、外部記憶装置158から構成される。また、コンピュータ150には、表示部160と

しての液晶ディスプレイ 161、入力部 170 としてのマウス 171、キーボード 172 が接続されている。

【0049】

また、コンピュータ 150 および受信部 120 は、共通の筐体に収められた構成で提供されてもよい。また、筐体に収められたコンピュータで一部の信号処理を行い、残りの信号処理を筐体の外部に設けられたコンピュータで行ってもよい。この場合、筐体の内部および外部に設けられたコンピュータを総称して、本実施形態に係るコンピュータとすることができる。すなわち、コンピュータを構成するハードウェアが一つの筐体に収められていなくてもよい。コンピュータ 150 として、クラウドコンピューティングサービスなどで提供される、遠隔地に設置された情報処理装置を用いても構わない。

10

コンピュータ 151 は、本発明の処理部に相当する。特に、演算部 151 が中心となって処理部の機能を実現する。

【0050】

(表示部 160)

表示部 160 は、液晶ディスプレイや有機 EL (Electro Luminescence) などのディスプレイである。コンピュータ 150 により得られた被検体情報等に基づく画像や特定位置の数値等を表示する装置である。表示部 160 は、画像や装置を操作するための GUI を表示してもよい。表示部 160 またはコンピュータ 150 において画像処理 (輝度値の調整等) を行ってもよい。

【0051】

20

(入力部 170)

入力部 170 としては、ユーザーが操作可能な、マウスやキーボードなどで構成される操作コンソールを採用できる。また、表示部 160 をタッチパネルで構成し、表示部 160 を入力部 170 として利用してもよい。入力部 170 は、ユーザーからの指示や数値などの入力を受け付け、コンピュータ 150 に伝達する。

【0052】

なお、光音響装置の各構成はそれぞれ別の装置として構成されてもよいし、一体となった 1 つの装置として構成されてもよい。また、光音響装置の少なくとも一部の構成が一体となった 1 つの装置として構成されてもよい。

【0053】

30

また、コンピュータ 150 は、制御部 153 により、光音響装置に含まれる構成の駆動制御も行う。また、表示部 160 は、コンピュータ 150 で生成された画像の他に GUI などを表示してもよい。入力部 170 は、ユーザーが情報を入力できるように構成されている。ユーザーは、入力部 170 を用いて測定開始や終了、作成画像の保存指示などの操作を行うことができる。

【0054】

(被検体 100)

被検体 100 は光音響装置を構成するものではないが、以下に説明する。本実施形態に係る光音響装置は、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使用できる。よって、被検体 100 としては、生体、具体的には人体や動物の乳房や各臓器、血管網、頭部、頸部、腹部、手指および足指を含む四肢などの診断の対象部位が想定される。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などを光吸収体の対象としてもよい。また、頸動脈壁のプラークなどを光吸収体の対象としてもよい。また、メチレンブルー (MB)、インドシニアングリーン (ICG) などの色素、金微粒子、またはそれらを集積あるいは化学的に修飾した外部から導入した物質を光吸収体としてもよい。また、穿刺針や穿刺針に付された光吸収体を観察対象としてもよい。被検体は、ファントムや試験対象物などの無生物であっても良い。

40

【0055】

(実施形態の動作)

50

図 4 は、第 1 の実施形態における動作を説明するタイミング図である。図 4 において横軸は時間軸である。下記の様々な制御は、基本的にはコンピュータ 150 が行う。以下の記載における「2 / t0」などの記載は、「発光される波長 / 発光タイミング」を示す。

【0056】

(タイミング A ~ D : 発光 (2) ・再構成)

光源部 200 は時刻 t0 に第 2 の波長 2 で発光する (A)。被検体 100 からの光音響波 (第 2 の光音響波) は、受信部 120 および信号収集部 140 によりデジタル信号 (第 2 の信号) に変換され、コンピュータ 150 内の記憶部 152 に記憶される (B)。続いて、コンピュータ 150 は、記憶部 152 に記憶された光音響波に基づくデジタル信号 (第 2 の信号) を用い、3 次元のボリュームデータに変換する再構成アルゴリズムにより、初期音圧分布画像 (第 2 の初期音圧分布) を算出する。さらに、初期音圧分布画像に対して、第 2 の波長 2 の光の光量分布 (第 2 の光量分布) で補正し吸収係数分布画像 (第 2 の吸収係数分布) を得る (C)。吸収係数分布画像は、次の光源部 200 の第 2 の波長 2 の発光 (時刻 t2) に伴う吸収係数分布画像取得まで、記憶部 152 に記憶される (D)。

【0057】

(タイミング E ~ H : 発光 (1) ・再構成)

次に、光源部 200 は時刻 t1 に第 1 の波長 1 で発光する (E)。被検体 100 からの光音響波 (第 1 の光音響波) は、受信部 120 および信号収集部 140 によりデジタル信号 (第 1 の信号) に変換され、コンピュータ 150 内の記憶部 152 に記憶される (F)。続いて、コンピュータ 150 は、記憶部 152 に記憶された光音響波に基づくデジタル信号 (第 1 の信号) を用い、3 次元のボリュームデータに変換する再構成アルゴリズムにより、初期音圧分布画像 (第 1 の初期音圧分布) を算出する。さらに、初期音圧分布画像に対して、第 1 の波長 1 の光の光量分布 (第 1 の光量分布) で補正し吸収係数分布画像 (第 1 の吸収係数分布) を得る (G)。吸収係数分布画像は、次の光源部 200 の第 1 の波長 1 の発光 (時刻 t3) に伴う吸収係数分布画像取得まで、記憶部 152 に記憶される (H)。

【0058】

(タイミング J ~ L : 酸素飽和度分布の生成・表示)

次に、コンピュータ 150 は、第 2 の波長 2 の吸収係数分布画像 (D) と、第 1 の波長 1 の吸収係数分布画像 (H) から、機能情報に基づく画像 (機能画像) である酸素飽和度分布画像を得る (J)。このとき、被検体の体動や受信部 120 の移動により、第 1 の波長の光に由来する光音響波の取得位置と、第 2 の波長の光に由来する光音響波の取得位置とがずれる場合がある。その位置ずれを補正するために、コンピュータ 150 は、得られた吸収係数分布画像の相関を利用してプローブ移動量を推定し、吸収係数分布画像 (H) と吸収係数分布画像 (D) を位置合わせしてから、精度の良い酸素飽和度分布画像を得ることが好ましい。あるいは、時刻 t0 から時刻 t1 におけるプローブの移動量の測定のために、プローブ 180 にジャイロを搭載しても良い。

【0059】

補正の別手法として、吸収係数分布画像 (H) と吸収係数分布画像 (D) に対して、平滑化 (移動平均) フィルタや、ガウシアンフィルタや、メディアンフィルタを用い、ぼかし処理を行っても良い。ぼかし処理を行うことで、吸収係数分布画像 (H) と吸収係数分布画像 (D) の間の位置合わせが上手く行えない場合でも、血管位置の領域内で、機能情報である酸素飽和度を精度良く計算できる。このような処理を行うため、得られた酸素飽和度分布画像 (J) は、ぼけた画像であることが多い。

【0060】

一方、コンピュータ 150 は、構造情報に基づく画像 (構造画像) である血管画像を、吸収係数分布画像に対する画像処理によって取得する (I)。画像処理方法として例えば、吸収係数分布画像中の最大吸収係数の 3 割の値を閾値として 2 値化を行い、閾値より大

10

20

30

40

50

きい吸収係数値を示す位置を血管だと判定する方法がある。

【 0 0 6 1 】

コンピュータ 1 5 0 は次に、酸素飽和度分布画像 (J) に対して、血管画像 (I) でトリミングを行い、血管画像内の酸素飽和度がわかる表示画像を生成する (K)。以上の処理を、次の光源部 2 0 0 の発光 (t 2) 前に完了し、得られた表示画像を表示部 1 6 0 に対して出力する (L)。

【 0 0 6 2 】

(タイミング M ~ P : 発光 (2) ・再構成)

続いて、時刻 t 0 のときと同様に、光源部 2 0 0 は時刻 t 2 に第 2 の波長 2 で発光する (M)。被検体 1 0 0 からの光音響波は、受信部 1 2 0 および信号収集部 1 4 0 によりデジタル信号に変換され、コンピュータ 1 5 0 内の記憶部 1 5 2 に記憶される (N)。続いて、コンピュータ 1 5 0 は、記憶部 1 5 2 に記憶された光音響波に基づくデジタル信号を用い、3次元のボリウムデータに変換する再構成アルゴリズムにより、初期音圧分布画像を算出する。さらに、初期音圧分布画像に対して、第 2 の波長 2 の光の光量分布で補正し吸収係数分布画像を得る (O)。吸収係数分布画像は、次の光源部 2 0 0 の発光 (時刻 t 4) に伴う吸収係数分布画像取得まで、記憶部 1 5 2 に記憶される (P)。

10

【 0 0 6 3 】

(タイミング Q ~ T : 酸素飽和度分布の生成・表示)

次に、コンピュータ 1 5 0 は、第 1 の波長 1 の吸収係数分布画像 (H) と、第 2 の波長 2 の吸収係数分布画像 (P) から、機能画像である酸素飽和度分布画像を得る (R)。前述したように、得られた酸素飽和度分布画像 (R) は、ぼけた画像であることが多い。一方、コンピュータ 1 5 0 は、吸収係数分布画像に対する閾値処理等の画像処理ことにより血管画像を得る (Q)。次に、酸素飽和度分布画像 (R) に対して、血管画像 (Q) でトリミングを行い、血管画像内の酸素飽和度がわかる表示画像を算出する (S)。以上の処理を、次の光源部 2 0 0 の発光 (t 3) 前に完了し、得られた表示画像を表示部 1 6 0 に対して出力する (T)。

20

【 0 0 6 4 】

上記のように、順次、ある光照射の組に由来する表示画像の生成処理を、光源部 2 0 0 の次の発光前に完了し、得られた表示画像を表示部 1 6 0 に対して出力することにより、酸素飽和度を示す画像をリアルタイムに表示できる。このとき、第 1 の波長 1 の吸収係数分布画像 (H) を、表示画像 (L) の生成と表示画像 (T) の生成の両方で用いることにより、2波長の発光が完了するのを待つことなく、発光ごとに表示画像のフレームを生成できる。

30

【 0 0 6 5 】

上記のタイミングチャートに従った被検体情報取得方法においては、2つの波長 (第 1 および第 2 の波長) での複数回の発光が行われる。複数回の発光では、どの波長の光が先に照射されても良い。例えば、t 0 での発光を第 1 の照射、t 1 での発光を第 2 の照射、t 2 での発光を第 3 の照射...、と呼んでも良いし、t 1 での発光を第 1 の照射、t 2 での発光を第 2 の照射、t 3 での発光を第 3 の照射...と呼んでも良い。

40

また、第 1 の照射により励起された光音響波に由来する信号を第 1 の信号、第 2 の照射により励起された光音響波に由来する信号を第 2 の信号、第 3 の照射により励起された光音響波に由来する信号を第 3 の信号、...と呼ぶことができる。

また、第 1 の信号に基づく吸収係数分布を第 1 の吸収係数分布、第 2 の信号に基づく吸収係数分布を第 2 の吸収係数分布、第 3 の信号に基づく吸収係数分布を第 3 の吸収係数分布、...と呼ぶことができる。

また、第 1 の信号に基づく吸収係数分布から抽出された構造情報を第 1 の構造情報、第 2 の信号に基づく吸収係数分布から抽出された構造情報を第 2 の構造情報、第 3 の信号に基づく吸収係数分布から抽出された構造情報を第 3 の構造情報、...と呼ぶことができる。

また、第 1 の信号に基づく吸収係数分布と第 2 の信号に基づく吸収係数分布から生成された機能情報を第 1 の機能情報、第 2 の信号に基づく吸収係数分布と第 3 の信号に基づく

50

吸収係数分布から生成された機能情報を第 2 の機能情報、...と呼ぶことができる。

また、第 1 の機能情報を第 1 ないし第 3 の構造情報の少なくともいずれか（好ましくは、第 1 または第 2 の構造情報）に基づいてトリミングした画像を第 1 の表示画像、第 2 の機能情報を第 1 ないし第 3 の構造情報の少なくともいずれか（好ましくは、第 2 または第 3 の構造情報）に基づいてトリミングした画像を第 2 の表示画像、...と呼ぶことができる。

【0066】

上記のタイミングチャートに従った被検体情報取得方法においては、従来の、複数の波長の発光が終了した後に表示画像が得られるような手法に比べて、表示画像の生成回数が多くなる。そのため、発光回数に対する表示画像の更新回数が、従来技術の場合と比べて多くなる。そのため、プローブ移動に対する時間追従性が向上する。

10

例えば、酸素飽和度分布を生成するために用いられた第 1 の吸収係数分布に関連する第 1 の波長での発光の回数を「第 1 の回数」とし、酸素飽和度分布を生成するために用いられた第 2 の吸収係数分布に関連する第 2 の波長での発光の回数を「第 2 の回数」とする。このとき、従来の手法においては、「表示画像の生成回数 = 第 1 の回数 = 第 2 の回数」であった。

一方、上記タイミングチャートの方法においては、あるフレームでの表示画像生成に用いた吸収係数分布を、後のフレームでの表示画像生成にも利用することにより、「表示画像の生成回数 = 第 1 の回数 + 第 2 の回数」となる。この表示画像を順次、表示することにより、スムーズで違和感の少ないリアルタイム表示が実現できる。

20

【0067】

なお、上記タイミングチャートの場合は、第 1 または第 2 の波長のいずれかで発光がなされるたびに、表示画像が順次、更新される。ただし、発光のたびに表示画像を生成しない場合でも、従来技術の場合よりも多い回数の表示画像生成を行えば、本発明の効果は得られる。この関係は、表示画像の生成回数が以下の式（1）～式（3）を満たす場合として表現できる。

$$\text{第 1 の回数} < \text{生成回数} \quad \dots (1)$$

$$\text{第 2 の回数} < \text{生成回数} \quad \dots (2)$$

$$\text{生成回数} \geq \text{第 1 の回数} + \text{第 2 の回数} \quad \dots (3)$$

【0068】

30

（フローチャート）

図 5 は本発明の第 1 の実施形態における動作を説明するためのフローチャートである。図 4 のタイミング図を用いた説明と重複する部分があるが、図 5 を用いて、コンピュータ 150 が行う動作を説明する。

【0069】

ステップ S100 において、光源部 200 が波長 2 で発光し、波長 2 の吸収係数分布画像を取得する（図 4、A～D）。

ステップ S101 において、コンピュータ 150 は、変数“n”に“0”を代入する。

ステップ S102 において、光源部 200 が波長 1 で発光し、波長 1 の吸収係数分布画像を取得する（図 4、E～H）。

40

【0070】

ステップ S103 において、コンピュータ 150 は、波長 2 の吸収係数分布画像をずらす。

ステップ S104 において、ずらした波長 2 の吸収係数分布画像とステップ S102 で求めた波長 1 の吸収係数分布画像から、酸素飽和度分布画像を算出する（図 4、J）。なお、発光タイミング間の光照射位置のずれを補正する方法は任意である。例えば画像生成位置を波長 2 の照射位置に合わせても良いし、波長 1 と 2 それぞれの照射位置の中間に合わせても良い。いかなる方法であれ、2 つの画像における、被検体内部の同じ位置を示す点同士を対応付けられれば良い。

ステップ S105 において、コンピュータ 150 は、吸収係数分布画像から血管画像（

50

構造画像)を算出する(図4、I)。

ステップS106において、コンピュータ150は、血管画像(構造画像)で酸素飽和分布をトリミングし表示画像データを算出する(図4、K)。

ステップS107において、表示画像データを表示する(図4、L)。

以上の処理により、リアルタイム画像表示の1単位分の画像処理が完了する。表示単位は発光間隔によって規定されるものであり、本実施例では、波長を問わず、1回の発光が1単位に相当する。

【0071】

ステップS108において、光源部200が波長2で発光し、波長2の吸収係数分布画像を取得する(図4、M~P)。

ステップS109において、コンピュータ150は、波長1の吸収係数分布画像をずらす。

ステップS110において、コンピュータ150は、ずらした波長1の吸収係数分布画像とステップS108で求めた波長2の吸収係数分布画像から酸素飽和度分布画像を算出する(図4、R)。

ステップS111において、コンピュータ150は、吸収係数分布画像から血管画像(構造画像)を算出する(図4、Q)。

ステップS112において、コンピュータ150は、血管画像(構造画像)で酸素飽和分布をトリミングし表示画像データを算出する(図4、S)。

ステップS113において、表示画像データを表示する(図4、T)。

以上の処理により、リアルタイム画像表示の次の1単位分の画像処理が完了する。

【0072】

ステップS114において、コンピュータ150は、終了条件が満たされているかどうかを判定する。終了条件として例えば、ユーザーからの入力部を用いた停止指示の検知、接触センサ等によるユーザーがプローブ180を手から離れたことの検知、測定開始から所定の時間の経過、などが考えられる。終了条件を満たしている場合、光音響測定およびリアルタイム表示は終了する。

一方、終了条件が満たされていない場合、ステップS115に進む。コンピュータ150はnのインクリメントを行い、ステップS102に戻って上述の工程を繰り返す。

上記のように、本フローチャートに従って、光源部200の発光に合わせた、表示画像データの更新および表示が行われることで、図4で説明したタイミング図の動作が実行される。

【0073】

本実施形態の光音響装置を用いた表示方法によれば、互いに異なる複数の波長の光を用いて酸素飽和度を取得するときに、光パルスの照射間隔内で構造画像(血管画像)と機能画像を精度良く求めて表示画像を形成し、リアルタイムに表示することが可能である。

【0074】

<変形例1>

図5のフローチャートのステップS105、ステップS111の工程では、それぞれ第1、第2の波長に対応する吸収係数分布画像に対して、閾値を設けて2値化処理を行うことで、血管画像(構造情報)を求める。本変形例では、血管幅の誤差を補正して良好な血管画像(構造情報)を求める手法を説明する。

【0075】

(血管画像の誤差について)

図6を見る前提として、光音響測定対象となる被検体内部には動脈と静脈が走行しており、両者の血管幅は同程度であるとする。図6は、上記被検体について、第1の波長1(797nm)に由来する音響波から生成した吸収係数分布を破線で、第2の波長2(756nm)に由来する吸収係数分布を実線で、それぞれ示したものである。図中左側は、比較的酸素飽和度が高い動脈に対応し、図中右側は、酸素飽和度が比較的低い(例えば60%程度)の静脈に対応する。なお、静脈に対応する図中右側では、第1の波長のグラ

10

20

30

40

50

フと第 2 の波長のグラフが重なっている。

【 0 0 7 6 】

ここで、2 種類のヘモグロビンの吸収係数差に起因して、抽出された血管画像中における動脈の血管幅が光の波長によって変化する現象が知られている。

上述したように、第 1 の波長 1 ではオキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数が略等しい。そのため図 6 に示されるように、第 1 の波長に由来する吸収係数分布画像においては、血管が動脈であるか静脈であるかに関わらず、同じ太さの血管は同じ太さで抽出される。よって、第 1 の波長に対応する吸収係数分布画像から血管を抽出する場合、その血管が動脈であっても静脈であっても、閾値処理（例えば最大吸収係数の 3 0 % を閾値とした 2 値化処理）によって良好に血管画像（構造画像）を取得できる。

10

【 0 0 7 7 】

一方、第 2 の波長 2 ではデオキシヘモグロビンの吸収係数のピークがあるので、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収係数差が大きい。そのため、第 2 の波長に由来する吸収係数分布画像においては、実際には血管幅が同じであっても、静脈のほうがより太く、動脈のほうがより細く抽出される。

【 0 0 7 8 】

（補正方法）

動画表示であるリアルタイム表示においては、血管幅の誤差がユーザーに与える妨害感はないため、血管幅の補正は必要ない、という考え方もある。しかし、より高精度な画像を表示するために補正を行う場合は、次に示す方法が有効である。まず、吸収係数分布画像の注目する領域の近傍において、吸収係数のピークの値を取得する。近傍は、ピクセルやボクセルなどの画素の数に基づき決定しても良いし、距離に基づき決定しても良い。続いて、注目領域の近傍におけるピーク値（近傍ピーク値）を取得し、近傍ピーク値の 3 0 % を第 2 の閾値として設定し、第 2 の閾値よりも高い吸収係数値を持つ部分を血管として抽出する。一般的に、近傍ピーク値は画像全体のピーク値と比べて低いため、血管として抽出される画素数が増加し、血管幅が太い動脈が抽出される。

20

【 0 0 7 9 】

< 変形例 2 >

また、波長 2 における構造画像（血管画像）として、波長 1 で得られた構造画像（血管画像）を補正して利用しても良い。補正の際には、プローブの動きや体動を基にした演算を行う。ただし、体動の様な不規則な動きがある場合、波長 1 の構造画像に対して、複雑な処理（例えば、画像を分割して、各々の分割領域の動きを求めて補正する処理）が必要であり、計算量が膨大となる。また動き推定に誤りがある場合、動画が不自然になる。そのため、限られた時間内に表示画像を作成しなくてはならないリアルタイム表示には、波長の異なる光源部 2 0 0 の光パルスの照射毎に得られた吸収係数分布画像から構造画像（血管画像）を得る方法が、簡便な構成で自然な表示が可能のため好適である。

30

【 0 0 8 0 】

< 第 2 の実施形態 >

2 種類のヘモグロビンの吸収係数差が大きい波長の吸収係数分布画像に対する閾値処理によって構造画像（血管画像）を求める場合、図 6 に示したように、酸素飽和度に応じて抽出された血管幅に違いが生じる可能性がある。第 2 の実施形態では、このような吸収係数分布画像からでも、構造画像（血管画像）を高精度に求める方法を説明する。なお、第 1 の実施形態と同じ構成や処理については説明を省略する。

40

【 0 0 8 1 】

図 5 のステップ S 1 0 5 において、吸収係数分布画像からの血管画像（構造画像）の算出に用いられる波長 1（7 9 7 n m）は、2 種のヘモグロビンの吸収係数が略等しい波長である。そのため、吸収係数分布画像中のピーク値をもとに閾値を決定して 2 値化処理を行うことで、構造情報（血管幅）を良好に決定できる。

【 0 0 8 2 】

一方、ステップ S 1 1 1 で血管抽出に用いられる第 2 の波長 2（7 5 6 n m）では、

50

2種のヘモグロビンの間で吸収係数が異なる。そのため、S105と同じ方法で構造情報（血管幅）を取得しようとする、実際は同じ血管幅の動脈と静脈であっても、抽出された血管幅が異なってしまう。この問題に対し、第1の実施形態の変形例1では、ステップS111の工程で、注目する領域の近傍におけるピークの値をもとに閾値（第2の閾値）を決定し2値化処理を行い、構造情報（血管幅）を取得した。

【0083】

第2の実施形態では、構造情報（血管幅）を精度良く算出するために、ステップS110において求められた機能画像である酸素飽和度分布画像も用いて、ステップS111で用いる閾値を補正する。具体的には、コンピュータ150はまず、ステップS110で求めた酸素飽和度分布画像から、動脈のような酸素飽和度が高い領域を抽出する。続いて、抽出した領域について、閾値を下げる補正を行う。一方、静脈のような酸素飽和度の低い領域では、閾値の補正はしない。この様子を図7に示す。第2の波長における動脈画像において、閾値が30%から低減されて20%程度になっていることが分かる。このように補正された閾値（第3の閾値）を用いることにより、波長によらず正しい構造画像（血管画像）を取得できる。

【0084】

閾値の補正方法としては、酸素飽和度に比例する定数を元の閾値に乗じて新たな閾値を求める方法や、酸素飽和度に対する補正值をテーブルに記憶し、酸素飽和度で参照した補正值を閾値に乗じて新たな閾値を求める方法などがある。また、酸素飽和度に対する閾値（ピークに対して何%を閾値にする等）自体をテーブルに直接記憶し、酸素飽和度で参照し閾値を決定しても良い。このような方法で、酸素飽和度分布画像を基に適切な閾値を簡便に取得できる。

【0085】

また、第1の実施形態では、波長1として2種類のヘモグロビンの吸収係数差が小さい波長の光源を用いた。しかし、上述した閾値の補正を行うのであれば、波長1として必ずしも吸収係数差が小さい波長を使用する必要はない。

【0086】

第2の実施形態によれば、波長の異なる光源部200の光パルスの照射の間隔内で、構造画像と機能画像を精度良く求めて表示画像を形成し、リアルタイムに表示できる。

< 第3の実施形態 >

【0087】

次に、第3の実施形態を説明する。第1の実施形態では、波長の異なる光パルスの照射ごとに表示画像が更新される。便宜上、このモードを「リアルタイムモード」と呼ぶことにする。第3の実施形態に係る光音響装置は、「リアルタイムモード」の表示が好ましくない場合に、より忠実な表示が行われる「忠実モード」を有し、各モードの切り換えが可能となっている。なお、上記各実施形態と同じ構成や処理については説明を省略する。

【0088】

図8は、本発明の第3の実施形態における構造画像を高精度に表示できるモード（「忠実モード」）のタイミング図である。図8においても横軸は時間軸である。これらの制御は、コンピュータ150が行う。

【0089】

第1の実施形態同様、初めに、光源部200が時刻 t_0 に発光した第2の波長2の光に基づき、吸収係数分布画像が取得される（A～C）。吸収係数分布画像は、次の光源部200の第2の波長2の発光（時刻 t_2 ）に伴う吸収係数分布画像取得まで、記憶部152に記憶される（D）。次に、光源部200が時刻 t_1 に発光した第1の波長1の光に基づき、吸収係数分布画像が取得される（E～G）。吸収係数分布画像は、次の光源部200の発光（時刻 t_3 ）に伴う吸収係数分布画像取得まで、記憶部152に記憶される（H）。

【0090】

続いて、第1の実施形態同様に、第2の波長2の吸収係数分布画像（D）と、第1の

波長 1 の吸収係数分布画像 (H) から、機能画像である酸素飽和度分布画像が得られる (J)。一方、構造画像 (血管画像) は、吸収係数分布画像に対する画像処理 (例えば、最大吸収係数の 3 割を閾値とする 2 値化処理) により取得される (I)。次に、酸素飽和度分布画像 (J) に対して血管画像 (I) でトリミングを行うことで、血管画像内の酸素飽和度が分かる表示画像が算出される (K)。そして、得られた表示画像を表示部 160 に対して出力する (L)。

【0091】

次に、光源部 200 が時刻 t_2 に発光した第 2 の波長 2 の光に基づき、吸収係数分布画像が取得される (a ~ c)。吸収係数分布画像は、次の光源部 200 の第 2 の波長 2 の発光 (時刻 t_4) に伴う吸収係数分布画像取得まで、記憶部 152 に記憶される (d)。

次に、光源部 200 が時刻 t_3 に発光した第 1 の波長 1 の光に基づき、吸収係数分布画像が取得される (e ~ g)。吸収係数分布画像は、次の光源部 200 の発光 (時刻 t_5) に伴う吸収係数分布画像取得まで、記憶部 152 に記憶される (h)。

すなわち、本実施形態においては、図 4 の (S) に相当する表示画像の生成が行われない。言い換えると、第 2 の波長 2 に対応する吸収係数分布画像を用いた閾値処理やトリミングが行われない。

【0092】

続いて、コンピュータ 150 は、第 2 の波長 2 の吸収係数分布画像 (d) と、第 1 の波長 1 の吸収係数分布画像 (h) から、機能画像である酸素飽和度分布画像を得る (j)。

一方、コンピュータ 150 は、吸収係数分布画像に対する閾値処理 (例えば、最大吸収係数の 3 割を閾値としたトリミング) により、構造画像 (血管画像) を得る (i)。次に、酸素飽和度分布画像 (j) に対して、血管画像 (i) でトリミングを行い、血管画像内の酸素飽和度がわかる表示画像を算出する (k)。そして、得られた表示画像を表示部 160 に対して出力する (l)。

【0093】

以上の処理を、順次、光源部 200 の波長 2、1 の発光の組ごとに行い、得られた表示画像を表示部 160 に対して出力することにより、表示画像をリアルタイムに表示できる。この場合、表示部 160 の表示画像の更新は、波長 2、1 の発光の組ごとになる。

【0094】

以上説明した様に、「忠実モード」では、波長間での吸収係数差が無い第 1 の波長によるトリミングのみが行われるので、構造画像の精度が向上する。したがって、表示画像において血管幅の変動がなくなる。一方、「忠実モード」は「リアルタイムモード」と比べて表示部 160 の表示画像の更新頻度が 1 / 2 になり、リフレッシュ周波数が低い表示となる。その結果、プローブ 180 の動きに合わせた表示に、遅延やカクカク感などの妨害感が発生する。

【0095】

本実施形態の光音響装置は、プローブの移動に対する追従性が高い反面、構造画像の精度が低い「リアルタイムモード」と、構造画像の精度が高いものの追従性が低い「忠実モード」という 2 つのモードを有する。このような光音響装置におけるモードの指定や切り替えには、様々な方法が考えられる。例えば、ユーザーの好みや被検体の状況に応じて、ユーザーが入力部 170 を介してモードを指定しても良い。また、プローブ 180 の動きに応じて、コンピュータ 150 が自動でモードを切り換えるようにしても良い。具体的には、速度が遅い時 (又は止まった時) は「忠実モード」、速度が速い時は「リアルタイムモード」に自動で切り替えるように制御しても良い。速さの検出には、プローブ 180 にジャイロを搭載する方法や、光源部 200 の発光間隔と吸収係数分布画像の相関を利用して移動量を算出し、速さを求める方法がある。また、自動でモードが切り換わる場合は特に、ユーザーに分かるように、表示部 160 に現在のモードを文字やアイコン等で表示すると良い。

【0096】

本発明の第3の実施形態によれば、2つのモードをユーザーの意思により、あるいは自動的に切り替えて利用できる。その結果、ゆっくりしたプローブ180の動きでは構造画像がより精度良く表示され、速いプローブ180の動きではリフレッシュ周波数が高い動きに追従した表示を行うことが可能となる。

【0097】

<その他の実施例>

(プローブと光源部に関する変形例)

本発明は、プローブ180の中に光源部200を有する構成であっても実現できる。本変形例のプローブ180は、内部にレーザーダイオード(LD)及び発光ダイオード(LED)の光源とドライバ回路からなる光源部200を有する。酸素飽和度を測定するために、発光波長の異なる複数のLDやLEDを組み合わせて光源部200を構成すると良い。本変形例の光学系112は、プローブ180内で、LD及びLEDの光パルスを光照射部113に導く、光ファイバやレンズやミラー光学系などの光学部材である。なお、これらの光学部材を介さずに、LD及びLEDから光パルスを被検体100に直接照射する構造でもかまわない。

【0098】

本変形例のような、プローブ180に光源部200を一体化した構成の場合、発熱の問題から、光源の発光間隔を短くすることが難しい。しかし、本発明によれば、光源の発光周波数と表示画像のリフレッシュ周波数を同じにできるため、良好なリアルタイム表示を実現できる。

【0099】

(照射タイミングに関する変形例)

上記各実施形態では、2波長を交互に発光する形態について説明した。しかし本発明は、交互発光以外の発光方式にも適用できる。例えば、第1の波長1での発光を2回繰り返した後、第2の波長2での発光を2回繰り返すような発光方式が考えられる。この場合、コンピュータ150は、まず、ある発光タイミング(タイミング1)で得られた光音響波に基づいて吸収係数分布画像を生成し、閾値処理により構造情報を求める。続いて、タイミング1の発光に由来する吸収係数分布画像と、タイミング1の直近で、異なる波長の光が発光されたタイミングを検出する(タイミング2)そして、タイミング1の発光に由来する吸収係数分布画像と、タイミング2の発光に由来する吸収係数分布画像を用いて、機能画像(酸素飽和度分布画像)を求める。そして、先ほど求めた構造情報を用いて表示画像を生成する。

【0100】

本変形例によれば、2波長の交互照射以外の場合でも、良好なリアルタイム表示を実現できる。

【0101】

(波長の数に関する変形例)

上記各実施形態では2種類の波長を用いたが、本発明は3波長以上の光を順次発光する場合にも適用できる。この場合、波長によらず各時刻の発光に伴う吸収係数分布画像から形態情報を求め、各時刻の発光に伴う吸収係数分布画像と、その直近の異なる波長の発光に伴う吸収係数分布画像を用いて、機能画像を求めると良い。必要に応じて、波長によらず各時刻の発光に伴う吸収係数分布画像と、その直近の異なる複数の波長の発光に伴う吸収係数分布画像を用いて機能画像を求めても良い。

【0102】

(表示画像に関する変形例)

上記各実施形態では、機能情報を構造情報に基づいて処理して表示画像を生成する手法として、被検体内部の血管の位置を抽出した後、酸素飽和度分布を血管の位置に基づいてトリミングする方法について説明した。しかし、画像処理の手法はこれに限られない。例えば、構造情報に基づく画像と、機能情報に基づく顔図を重畳して表示しても良い。また重畳して表示する際には、構造情報に基づく画像と機能情報に基づく画像を区別して視認

性を高めるために、両者を異なる色相で表示しても良い。

【 0 1 0 3 】

< その他の実施形態 >

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

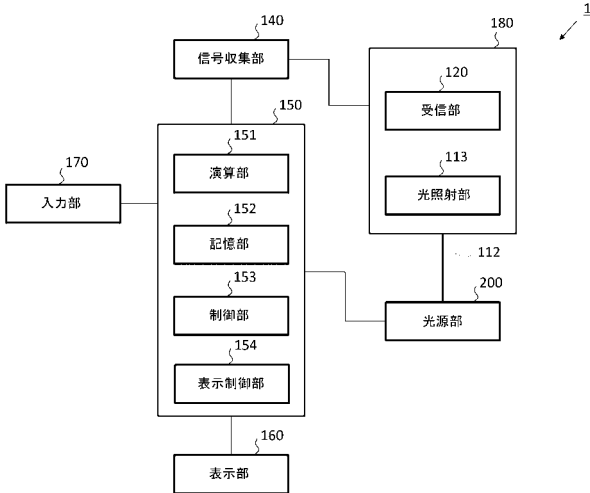
【 符号の説明 】

【 0 1 0 4 】

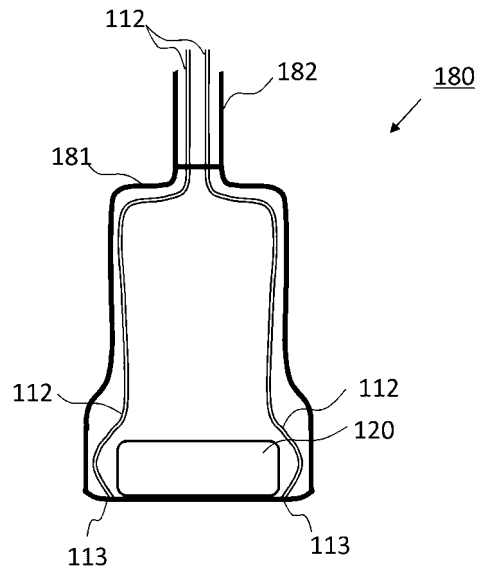
1 1 3 : 光照射部、 1 2 0 : 受信部、 1 5 0 : コンピュータ、 2 0 0 : 光源部

10

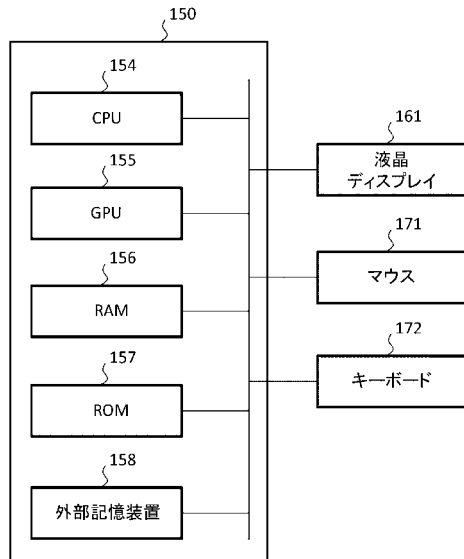
【 図 1 】



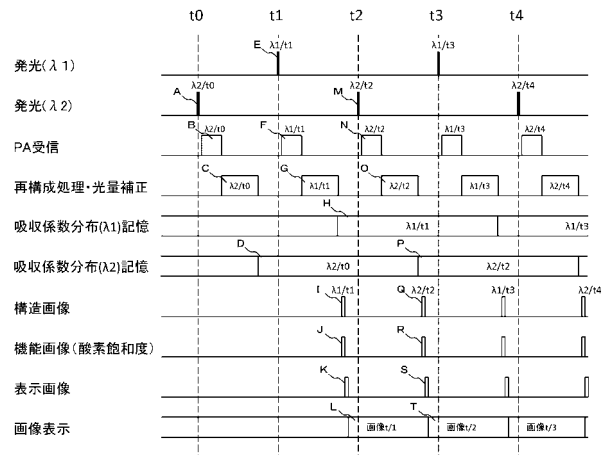
【 図 2 】



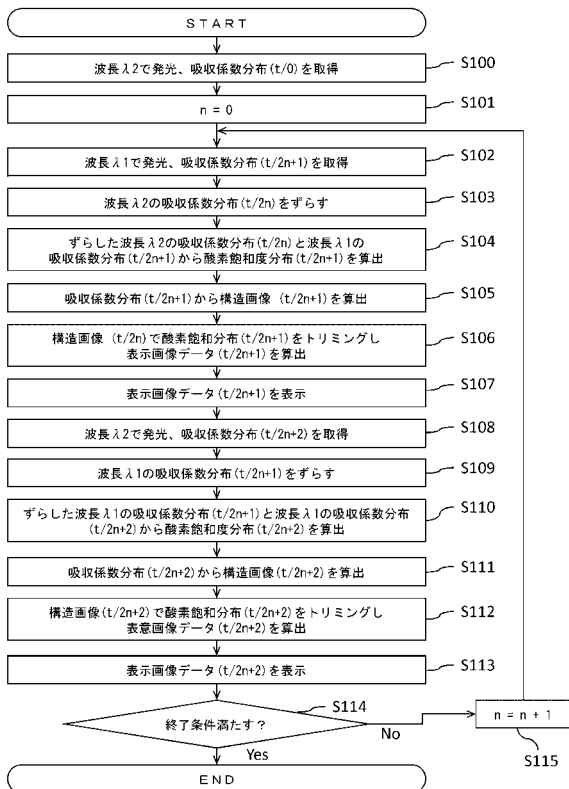
【図 3】



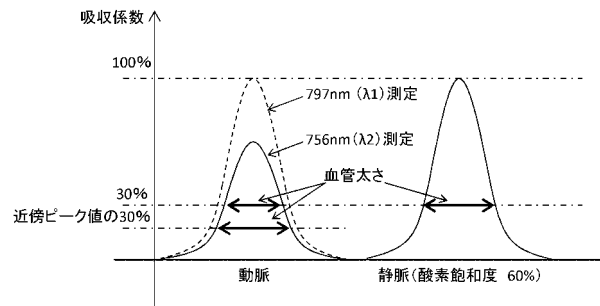
【図 4】



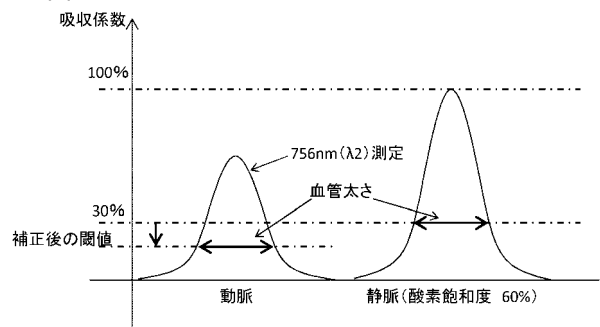
【図 5】



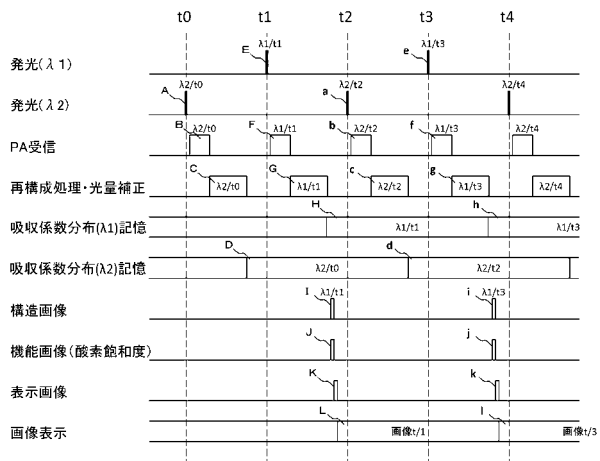
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 阿部 直人

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 DD03 DE16 DE18 GA01