

(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2017-42612

(P2017-42612A)

(43) 公開日 平成29年3月2日(2017.3.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/13 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/13

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2016-162831 (P2016-162831)	(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
(22) 出願日	平成28年8月23日 (2016.8.23)	(74) 代理人	100085006 弁理士 世良 和信
(31) 優先権主張番号	特願2015-166738 (P2015-166738)	(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(32) 優先日	平成27年8月26日 (2015.8.26)	(74) 代理人	100131532 弁理士 坂井 浩一郎
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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

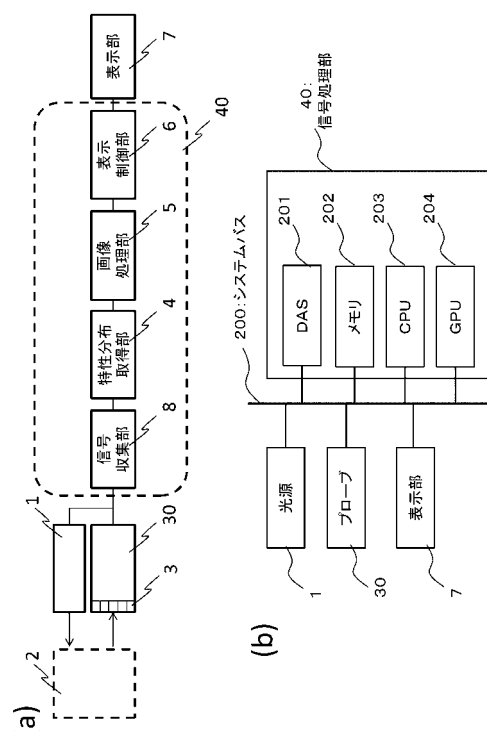
(54) 【発明の名称】 被検体情報を取得する装置および方法

(57) 【要約】

【課題】 光音響イメージングにより得られる特性分布情報の表示におけるノイズやアーチファクトの影響を低減する。

【解決手段】 本発明の被検体情報取得装置は、光が照射された被検体から発生する音響波に由来する、被検体内の複数位置における特性値を示す特性分布情報を処理する処理部を有し、処理部は、第1の注目位置を設定し、第1の注目位置に対応する、第1の注目位置を含む複数位置に対する第1の重み分布情報を取得し、第1の重み分布情報、第1の注目位置における特性値、および、複数位置のうち、第1の注目位置とは異なる位置における特性値を用いて、第1の注目位置における特性値に対する置き換え値を取得する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光が照射された被検体から発生する音響波に由来する、前記被検体内の複数位置における特性値を示す特性分布情報を処理する処理部を有し、

前記処理部は、

第 1 の注目位置を設定し、

前記第 1 の注目位置に対応する、前記第 1 の注目位置を含む複数位置に対する第 1 の重み分布情報を取得し、

前記第 1 の重み分布情報、前記第 1 の注目位置における特性値、および、前記複数位置のうち、前記第 1 の注目位置とは異なる位置における特性値を用いて、前記第 1 の注目位置における特性値に対する置き換え値を取得することを特徴とする装置。

10

【請求項 2】

前記処理部は、

前記第 1 の重み分布情報を用いて前記第 1 の注目位置における前記特性値を重みづけることにより、前記第 1 の注目位置における第 1 の重みづけられた特性値を取得し、

前記第 1 の重み分布情報を用いて前記第 1 の注目位置とは異なる位置における前記特性値を重みづけることにより、前記第 1 の注目位置とは異なる位置における第 2 の重みづけられた特性値を取得し、

前記第 1 の重みづけられた特性値、及び、前記第 2 の重みづけられた特性値を用いて、前記第 1 の注目位置における前記置き換え値を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 3】

前記処理部は、

前記第 1 の注目位置とは異なる第 2 の注目位置を設定し、

前記第 2 の注目位置に対応する、前記第 2 の注目位置を含む複数位置に対する第 2 の重み分布情報を取得し、

前記第 2 の重み分布情報、前記第 2 の注目位置における特性値、および、前記第 2 の注目位置とは異なる位置における特性値を用いて、前記第 2 の注目位置における特性値に対する置き換え値を取得し、

30

前記第 2 の重み分布情報は、前記第 1 の重み分布情報とは異なることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記処理部は、前記第 1 の重み分布情報を用いて、前記第 1 の注目位置を決定することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 5】

前記処理部は、前記置き換え値を取得する際に、前記注目位置とは異なる位置における前記特性値として、前記注目位置の近傍の位置における特性値を用いることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 6】

前記特性値は、前記光に対する吸収係数である

ことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の装置。

40

【請求項 7】

前記被検体には複数の波長の光が照射され、

前記処理部は、前記複数の波長の光の照射により発生する音響波に基づいて、前記複数の波長に対応する複数の吸収係数分布情報を取得し、前記複数の吸収係数分布情報を用いて、前記特性分布情報として酸素飽和度分布情報を取得する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 8】

前記処理部は、前記複数の吸収係数分布情報のいずれかの吸収係数分布情報に基づいて

50

、前記第 1 の重み分布情報を取得すること
ことを特徴とする請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記処理部は、前記第 1 の重みづけられた特性値、及び、前記第 2 の重みづけられた特性値の代表値を前記置き換え値として取得すること
ことを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

【請求項 10】

前記代表値は、平均値、最頻値、中央値のいずれかである
ことを特徴とする請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記処理部は、前記特性分布情報を用いて、前記特性値が閾値より大きい位置を前記第 1 の注目位置として設定すること
ことを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 12】

前記処理部は、前記第 1 の注目位置における前記特性値からの分散に基づいて、前記第 1 の重み分布情報を取得すること
ことを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 13】

前記処理部は、前記第 1 の注目位置とは異なる位置のうち、特性値が所定の範囲から外れる位置における重みをゼロとした前記第 1 の重み分布情報を取得すること
ことを特徴とする請求項 1 ないし 12 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 14】

前記処理部は、前記第 1 の注目位置とは異なる位置のうち、特性値が前記第 1 の注目位置を含む複数位置における特性値の 3 から外れる位置における重みをゼロとした前記第 1 の重み分布情報を取得すること
ことを特徴とする請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

前記置き換え値に置き換えられた特性分布情報を表示部に表示させる表示制御部をさらに有すること
ことを特徴とする請求項 1 ないし 14 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 16】

前記処理部は、操作者の指示に基づいて決定された前記第 1 の注目位置に関する情報を取得し、前記第 1 の注目位置に関する情報を用いて前記第 1 の注目位置を設定すること
ことを特徴とする請求項 1 ないし 15 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 17】

光を前記被検体に照射する光照射手段と、
光が照射された前記被検体から発生する音響波を受信することにより信号を出力する受信手段と、
を有し、

前記処理部は、前記信号を用いて、前記特性分布情報を取得すること
ことを特徴とする請求項 1 ないし 16 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 18】

光が照射された被検体から発生する音響波に由来する前記被検体内の前記被検体内の複数位置における特性値を示す特性分布情報を用いた処理の方法であって、

第 1 の注目位置を設定するステップと、

前記第 1 の注目位置に対応する、前記第 1 の注目位置を含む複数位置に対する第 1 の重み分布情報を取得するステップと、

前記第 1 の重み分布情報、前記第 1 の注目位置における特性値、および、前記第 1 の注目位置とは異なる位置における特性値を用いて、前記第 1 の注目位置における特性値に対する置き換え値を取得するステップと、

10

20

30

40

50

を有することを特徴とする方法。

【請求項 19】

請求項 18 に記載の方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報を取得する装置および方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において生体の生理的情報である機能情報のイメージングの研究が近年行われている。機能情報のイメージング技術の一つとして光音響イメージング (Photoacoustic Imaging: PAI) がある。光音響イメージングでは、まず、光照射部から被検体にパルス光が照射される。被検体内で伝播・拡散した照射光のエネルギーが、被検体内の光吸収体 (例えば血管や皮膚など) に吸収されると、光音響効果によって音響波 (光音響波) が発生する。続いて、変換素子が、光音響波を受信して電気信号 (受信信号) に変換する。そして情報処理装置が受信信号を解析処理することで、被検体内部の光学特性分布が取得される。光学特性分布を画像データ化して表示することで、診断などに有益な情報が得られる。

【0003】

光学特性分布としては、光吸収により発生する音圧の分布 (初期音圧分布) や、光の吸収係数分布などがある。また、互いに異なる波長を有する複数のパルス光を照射して、波長ごとの光の吸収係数を求めることにより、被検体内に存在する物質の濃度分布 (物質の濃度に関する値の分布) が得られる。非特許文献 1 では、濃度分布として、デオキシヘモグロビンとオキシヘモグロビンの光吸収スペクトルの違いを利用して血液中の酸素飽和度分布を求める方法が示されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】 "Technical Considerations in Quantitative Blood Oxygenation Measurement Using Photoacoustic Microscopy in Vivo", Proc. SPIE 6086, Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2006: The Seventh Conference on Biomedical Thermoacoustics, Optoacoustics, and Acousto-optics, 60860R (March 06, 2006)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

これらの初期音圧分布、吸収係数分布、濃度分布、酸素飽和度分布などの特性分布の中には、システムノイズや再構成アーチファクトにより、局所的に大きく値が変化したり、まだらだったりする部位がある。特に複数の波長の光それぞれに由来する吸収係数分布がノイズ等を含んでいる場合、酸素飽和度分布の画質低下が増大する。その結果、画像の視認性が低下し、正確な診断を妨げる可能性がある。また、算出を行った画素単位 (ピクセルやボクセル) が描出したい生体構造物よりも小さい場合、画質が低下する可能性がある。

【0006】

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、光音響イメージングにより得られる特性分布情報の表示におけるノイズやアーチファクトの影響を低減することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、

光が照射された被検体から発生する音響波に由来する、前記被検体内の複数位置におけ

る特性値を示す特性分布情報を処理する処理部を有し、
前記処理部は、

第１の注目位置を設定し、

前記第１の注目位置に対応する、前記第１の注目位置を含む複数位置に対する第１の重み分布情報を取得し、

前記第１の重み分布情報、前記第１の注目位置における特性値、および、前記複数位置のうち、前記第１の注目位置とは異なる位置における特性値を用いて、前記第１の注目位置における特性値に対する置き換え値を取得することを特徴とする装置である。

【０００８】

10

本発明は、また、以下の構成を採用する。すなわち、

光が照射された被検体から発生する音響波に由来する前記被検体内の前記被検体内の複数位置における特性値を示す特性分布情報を用いた処理の方法であって、

第１の注目位置を設定するステップと、

前記第１の注目位置に対応する、前記第１の注目位置を含む複数位置に対する第１の重み分布情報を取得するステップと、

前記第１の重み分布情報、前記第１の注目位置における特性値、および、前記第１の注目位置とは異なる位置における特性値を用いて、前記第１の注目位置における特性値に対する置き換え値を取得するステップと、
を有することを特徴とする方法である。

20

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、光音響イメージングにより得られる特性分布情報の表示におけるノイズやアーチファクトの影響を低減できる。

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】実施形態に係る光音響装置の構成を示す模式図

【図２】実施形態の処理部の動作を示すフローチャート

【図３】実施形態の処理部の動作を示す模式図

【図４】実施形態に係るシミュレーションの図

30

【図５】実施形態に係る光音響装置の構成を示す模式図

【図６】実施形態の処理部の動作を示す模式図

【図７】実施形態の処理部の動作を示す模式図

【図８】実施形態の処理部の動作を示すフローチャート

【図９】実施形態の処理部の動作を示す模式図

【図１０】実施形態に係る光音響装置の構成を示す模式図

【図１１】実施形態の処理部の動作を示す模式図

【図１２】実施形態の処理部の動作を示すフローチャート

【図１３】実施形態の処理部の動作を示す模式図

【発明を実施するための形態】

40

【００１１】

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。

【００１２】

本発明は、被検体から伝播する音響波を検出し、被検体内部の特性分布情報を生成し、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処理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

50

のプログラムを格納した記憶媒体としても捉えられる。

【 0 0 1 3 】

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、被検体の特性分布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装置（光音響装置）を含む。本発明に係る特性分布情報とは、光音響波を受信することにより得られる信号を用いて生成される、２次元または３次元の複数位置における特性値の情報である。

【 0 0 1 4 】

本発明に係る特性値は、光エネルギーの吸収率を反映した値である。例えば、光照射によって生じた音響波の発生源、被検体内の初期音圧、あるいは初期音圧から導かれる光エネルギー吸収密度や吸収係数は「光吸収に基づく特性値」や「被検体内部の光学特性値」とも言える。特性値は、組織を構成する物質の濃度情報を含む。

【 0 0 1 5 】

濃度情報は、複数波長分の光吸収に基づく受信信号を用いて求められる、被検体内に存在する物質の濃度に関する値を含む。具体的には、濃度情報は、酸素飽和度、トータルヘモグロビン濃度、オキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度などである。また、濃度情報は、グルコース濃度、コラーゲン濃度、メラニン濃度、脂肪や水の体積分率などでもよい。また、濃度情報は、上記濃度を吸収係数等の強度で重みづけした値も含む。

【 0 0 1 6 】

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。探触子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。

【 0 0 1 7 】

以下の実施形態における光音響装置は、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主な目的とする。よって被検体としては生体の一部、具体的には人や動物の一部（乳房、臓器、循環器、消化器、骨、筋肉、脂肪等）が想定される。検査対象の物質としては、ヘモグロビン、グルコース、また、体内に存在する水、メラニン、コラーゲン、脂質などを含む。さらには、体内に投与されたＩＣＧ（インドシアニン・グリーン）等の造影剤等、光の吸収スペクトルが特徴的な物質であればよい。

【 0 0 1 8 】

[第 1 の実施形態]

（全体的な装置構成）

図 1（a）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 1、光音響波を受信する変換素子 3 を備えるプローブ 30、変換素子 3 から出力される受信信号を用いて処理を行う処理部 40、を少なくとも備える。

【 0 0 1 9 】

光照射部 1 から出力された光は、ファイバーやレンズ等の光伝搬部材（不図示）を介して被検体 2 に照射される。濃度分布情報を求める場合、互いに異なる波長のパルス光が、異なる時間に照射される。照射された光は被検体内を伝搬・拡散し、被検体内に存在する物質において吸収される。光を吸収する物質（光吸収体）は、各パルス光のエネルギーをそれぞれ吸収して、光音響波をそれぞれ発生する。発生した光音響波は、被検体内を伝搬し変換素子 3 に到達する。変換素子 3 は、音響整合材等により被検体と音響的にマッチングさせることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

複数の変換素子 3 の各々は、光音響波を受信することにより時系列の受信信号を出力する受信手段である。出力された受信信号は、照射されたパルス光毎に、処理部 40 に順次入力される。処理部 40 は、入力された受信信号を用いて、被検体内の光吸収に基づく特

10

20

30

40

50

性分布情報を生成する。また、処理部 40 は、生成した分布を基に画像データを生成し、表示部 7 に画像を表示する。超音響装置が、超音響顕微鏡等の比較的小さな被検体を検査対象とする装置の場合、プローブ 30 が備える変換素子 3 は 1 つでもよい。一方、乳房等の比較的大きな被検体が検査対象の場合は、プローブ 30 が複数の変換素子 3 を有することが好ましい。なお、光照射部 1 は、本実施形態の超音響装置とは別に提供されてもよい。また、プローブ 30 は、本実施形態の超音響装置とは別に提供されてもよい。

【0021】

(処理部 40 の内部構成)

本実施形態の処理部 40 は、信号収集部 8、特性分布取得部 4、画像処理部 5、表示制御部 6 を備える。信号収集部 8 は、複数の変換素子 3 のそれぞれから出力される時系列のアナログ受信信号をチャンネル毎に収集し、受信信号の増幅や、アナログの受信信号の A/D 変換、デジタル化された受信信号の記憶、信号補正等の信号処理を行う。なお、本発明の各実施形態においては処理部の中に様々な処理ブロックを含む構成としているが、処理ブロックの配置はこれに限定されない。

【0022】

特性分布取得部 4 は、信号収集部 8 から出力される受信信号を用いて、被検体内の光吸収に基づく特性分布情報を生成する。ここでは、光吸収に基づく特性分布として初期音圧分布を求める例について説明する。被検体内のある位置 (i, j, k) における吸収係数 μ_a は、式 (1) により取得できる。ここで、(i, j, k) は、被検体内の座標を示す。

【数 1】

$$P = \Gamma \cdot \mu_a \cdot \phi \quad \dots (1)$$

ここで、P は位置 (i, j, k) における初期音圧 (発生音圧)、 Γ はグリューナイゼン定数、 ϕ は位置 (i, j, k) に届いた光量を示す。

【0023】

なお、3次元空間座標上の位置 (i, j, k) における初期音圧 P は、信号収集部 8 から出力されたチャンネル毎の受信信号に探触子の帯域補正用のフィルタをかけた後、画像再構成することで求められる。画像再構成には、Universal Back projection (UBP)、Filtered Back Projection (FBP)、整相加算処理など既知の手法を利用できる。

【0024】

画像再構成処理により求めた被検体内部の各位置での初期音圧から、初期音圧分布が取得できる。初期音圧分布は、被検体内のある領域に対応する 3次元分布データ (ボクセルの集合データ) でもよいし、そのうちの一断面に対応する 2次元分布データ (ピクセルの集合データ) でもよい。

【0025】

なお、光フォーカス型の超音響顕微鏡や、フォーカス型プローブを用いた音響フォーカス型の超音響顕微鏡の場合は、必ずしも画像再構成処理は必要ない。この場合、走査機構 (不図示) により、プローブ 30 と光照射スポットとを被検体 2 に対して相対移動させた各位置で超音響波を受信する。そして、受信信号を時間変化に対して包絡線検波した後、光パルス毎の信号における時間軸方向を奥行き方向に変換して、空間座標上にプロットする。これを走査位置毎に行うことにより、分布データを構成できる。

【0026】

特性分布取得部 4 で吸収係数分布を算出する場合は、初期音圧分布に対して式 (1) を用いて光量分布に応じた補正を行う。なお、グリューナイゼン定数は一定と見なせる。光量分布は、被検体に照射した光分布を元に、被検体内部の光伝搬を考慮した計算をすることで得られる。その際、被検体の形状を考慮して算出してもよい。簡易的な手法として、

一般的な減衰・散乱の度合いに基づいて予め定めた光量分布を用いても良い。複数回の測定の間に位置のずれや変形が起こる場合は、Affine変換やFFD(Free Form Deformation)などの公知の方法による位置合わせを行っても良い。特性分布取得部4は、得られた特性分布情報を画像処理部5に出力する。

【0027】

(画像処理部5)

画像処理部5は、特性分布取得部4から出力される特性分布情報にマスクを設定し、マスク内のデータに基づいて強度を統計処理した後、マッピングを行う。ここでマッピングとは、特性値を表示に適した値に置き換えることを言う。特性分布取得部4から出力される特性分布としては、以下の説明で示すような、被検体の吸収係数分布が好適である。ただし、初期音圧分布を用いてもよい。

10

【0028】

(マスクの作成)

吸収係数分布に対してかけるマスクの例を図3に示す。符号101は、吸収係数分布全体の画像である。操作者は、画像の中に関心領域を設定する。符号102は、設定された関心領域内部の血管部分にかけるためのマスクである。ここでは便宜上2次元画像で示しているが、実際の吸収係数分布やマスクは3次元ボクセルデータでもよい。また関心領域を設定することは必須ではなく、吸収係数分布全体を処理対象としても良い。また全体に関心領域としてもよい。

【0029】

20

関心領域の設定方法としては、吸収係数強度が高い領域の近傍を自動で抽出する方法がある。関心領域の自動抽出については、装置に吸収係数強度の閾値を設定しておき、閾値以上の値になる領域が包含されるような領域を抽出する方法がある。また、装置が腫瘍位置や血管領域を自動で抽出してもよい。ただし自動抽出でなく、予め画像の一部または全体に関心領域として装置に設定しておいても良い。また、操作者が入力手段(例えばマウス、キーボード)により関心領域を設定しても良い。

【0030】

図3のマスクは、関心領域内の生体構造部分(血管など)が二値化されたものである。マスクとして、二値化ではなく多値化したものを用いてもよい。二値化や多値化の方法としては、吸収係数の強度に対して閾値を設定し、強度が閾値より高い領域を血管として抽出したり、閾値に応じて領域を区分したりする方法がある。多値化の一例として、特性情報値が所定の閾値以上の領域を血管と判定するとともに、値がノイズレベル以下の領域をゼロとみなすような方法がある。他にも、領域によって適応的に閾値を設定する適応的二値化処理、適応型多値化処理も利用できる。また、画像をセグメント化するグラフカットの手法や、操作者が血管領域をインタラクティブに指定する方法など、任意の方法を利用できる。

30

【0031】

マスクは、複数波長のうちの波長の特性分布から作成してもよい。また、波長ごとに得られる複数の特性分布を相加平均などにより合成し、それを元に作成してもよい。あるいは、作成される全てのマスクの和集合や積集合をマスクとして用いてもよい。和集合を用いる場合広い領域が血管と判定され、積集合を用いる場合は血管である確度が高い領域が抽出される。

40

【0032】

マスク作成の基礎データは、吸収係数分布以外でも良い。例えば、吸収係数分布を強度で正規化した吸収係数強度比分布、生体に起因する物質の存在比などの重み分布、初期音圧分布、光エネルギー吸収密度分布も利用できる。また、被検体内部のある位置が血管か否かを判定するために、公知な血管抽出手法を用いてもよい。例えば超音波測定、赤外線測定、可視光測定等の、光音響測定とは異なるモダリティが利用できる。

【0033】

ここでは、特性分布情報(吸収係数分布情報や酸素飽和度分布情報など)から、値を置

50

き換える対象となる特性値を決定するために、マスクという用語を用いた。ここでマスクとは、置き換え対象の特性値を 1、置き換え対象でない特性値を 0 とした重み分布とも考えられる。つまり画像処理部 5 は、特性値のうちマスク内のもの、すなわち重みが 1 の特性値を選択して、選択された特性値の平均値（統計値）を算出している。なお、重み分布は二値分布に限らず、後述するような段階的なものであっても良い。また、重み分布の各値に対する評価を行わず、特性分布情報に含まれる全ての値を置き換え対象とする形態も本発明に含まれる。

【0034】

（マスクを用いた処理）

マスク内のデータに基づいて強度を統計処理する方法を述べる。本実施形態では、マスク内のデータの代表値を算出し、マスク内の全データをその代表値でマッピングする（置き換える）。本実施形態において、マスク内の各位置が注目位置（第 1 の注目位置）として設定され、置き換え対象となっている。そして、第 1 の注目位置を含む被検体内の複数位置に対する第 1 の重み分布情報が取得される。分散が大きいノイズ領域の影響を低減するために、代表値としてはマスク内のデータの最頻値を用いてもよい。また、代表値として、平均値や中央値を用いてもよい。この場合、分散が大きい値を除外して、ノイズによる影響を低減することが好ましい。このように置き換え対象値ではない特性情報値を用いて補正を行うことで、ノイズを効果的に低減できる。第 1 の重み分布情報の作成には、第 1 の注目位置の特性値と、第 1 の注目位置とは異なる位置における特性値が使用される。そして、第 1 の注目位置とは異なる位置における第 2 の重みづけられた特性値が取得される。ここでは、第 1 の重みづけられた特性値および第 2 の重みづけられた特性値の代表値が、置き換え値として取得される。ただし、ノイズの影響を低減させられれば、他の代表値算出方法でもよい。例えば、マスク内のデータをヒストグラムで表現した際の、分布の 3 から外れる値を除外した後に、最頻値や平均値、中央値を算出してもよい。また、ヒストグラムの強度が極端に小さかったり、大きかったりする領域を除外してから代表値を算出してもよい。すなわち、処理対象のボクセルにおける特性値からの分散に基づいて、重みを決定してもよい。なお、分散の値に関して 3 は一つの目安に過ぎず、極端な値を除外するための指標はこれに限定されない。

【0035】

代表値をマッピングする方法として本実施形態では、マスク内の全データを代表値で置き換えている。その他のマッピング方法として、計算対象としている一つのボクセルに代表値を割り当てる方法がある。その後、代表値で置き換えられたマスク内のデータと、マスク外のデータから、吸収係数分布を作成する。そして、マスクされた領域の内部が代表値で置き換えられた吸収係数分布が求められる。複数波長で光音響測定を行う場合、波長ごとにマスク作成処理やマッピング処理を行ってもよいし、いずれか一つの波長に由来するマスクを他の波長に適用してもよい。また、波長ごとに得られた複数のマスクを、平均化や和集合により合成してもよい。なお、ここではマスク内を代表値で置き換えることを記載しているが、情報処理においてマスクを用意することは必須ではない。何らかの特性情報値のグループ（分布全体を含む）を設定し、値を置き換える処理であれば本発明は適用できる。

【0036】

画像処理部 5 は、特性分布取得部 4 から出力される特性分布にマスクを設定し、マスク内のデータに基づいて強度を統計処理した後、マッピングを行う。数値置き換え後の信号は、表示制御部 6 に出力される。

【0037】

表示制御部 6 は、特性分布取得部 4 により生成された吸収係数分布や、画像処理部 5 により生成された分布データを基に、表示部 7 に表示するための画像データを生成する。具体的には、分布データを基に、輝度変換、歪補正、対数圧縮処理などの画像処理を行う。さらに、分布データと共に各種表示アイテムを並べて表示する等の表示制御を行う。

【0038】

10

20

30

40

50

(処理部 4 0 の処理フロー)

図 2 を用いて、処理部 4 0 の処理フローを説明する。本フローは、処理部 4 0 内の信号収集部 8 に、照射された光のパルス毎にプローブから順次受信信号が入力され、信号収集部 8 において A/D 変換や増幅等の処理が行なわれた状態からスタートしている。

S 1 0 1 のステップでは、特性分布取得部 4 が、照射された波長 λ_1 のレーザー光による受信信号を用いて波長 λ_1 の初期音圧分布を算出し、照射された光量分布から吸収係数分布を算出する。

【 0 0 3 9 】

S 1 0 2 のステップでは、画像処理部 5 において、吸収係数分布中で関心領域を設定する。設定された関心領域内部で血管部分の二値化を行い、マスクを作成する。二値化の方法としては、吸収係数強度の閾値を設定し、その値以上の領域を血管部分とした。S 1 0 3 のステップでは、S 1 0 2 で設定したマスク内の吸収係数分布の全データから、代表値（ここでは最頻値）を算出する。

10

【 0 0 4 0 】

S 1 0 4 のステップでは、マスク内の全データに求めた代表値を割り当て、マスク外のデータは元の吸収係数分布を用いる。このようにすることで、マスク内の領域のみが代表値に置き換えられた吸収係数分布が得られる。S 1 0 5 のステップでは、表示制御部 6 は、画像処理部 5 で算出された吸収係数分布の画像データを生成し、表示部 7 に表示する。

【 0 0 4 1 】

このように、本実施形態では、吸収係数分布にノイズやアーチファクトが含まれている場合でも、吸収係数分布を良好に表示させられる。

20

なお、本実施形態の対象は、血管内の血液部分に限定されない。例えば、血管壁、リンパ管、筋肉組織、乳腺組織、脂肪組織、外部から注入された物質の集合体（例えば造影剤としての分子標的薬）、などでも良い。

【 0 0 4 2 】

次に、本実施形態の各構成部の具体的な構成例について説明する。

(光照射部 1)

光照射部 1 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照射部が好ましい。具体的には、1 ナノ秒以上 1 0 0 ナノ秒以下程度のパルス幅が好適に使われる。また、波長としては 4 0 0 nm 以上 1 6 0 0 nm 以下の範囲の波長が使われる。特に、生体の深部をイメージングする際には、「生体の窓」と呼ばれる波長帯域（生体の背景組織において吸収が少ない波長帯域）の光を用いる。具体的には、7 0 0 nm 以上 1 1 0 0 nm 以下の波長域が好ましい。一方、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。波長変換を行うために、幅広い領域で利得を持つ媒質を用いた波長可変レーザを用いたり、互いに異なる波長の光を照射する複数の光源を組み合わせで用いたりするとよい。

30

【 0 0 4 3 】

光照射部 1 としてはレーザーが好ましい。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できる。特に、Nd : YAG レーザーやアレク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やフラッシュランプも利用できる。

40

【 0 0 4 4 】

光照射部から出力されたパルス光は、光ファイバー、レンズ、ミラー、拡散板等の光を伝搬する部材（光学部材）により被検体に導かれることが好ましい。また、パルス光を導く際に、これらの光学部材を用いて、パルス光のスポット形状や光密度を変更できる。

【 0 0 4 5 】

(プローブ 3 0)

50

プローブ30は1つ以上の変換素子3を備える。変換素子3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3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。変換素子を曲面内に配置する場合、カップ状や球冠状の支持体を用いると良い。支持体内面に、各変換素子の指向軸(受信感度の高い方向)が集中するような高感度領域を設けることで、画像精度が向上する。

【0046】

また、プローブ30は、被検体に対して機械的に移動するよう構成されていてもよく、操作者がプローブ30を把持して動かすハンドヘルド型のプローブ3でもよい。機械走査の場合、XYステージ、モータ、アクチュエータなどを用いた走査機構を利用できる。光音響顕微鏡の場合は、プローブ30はフォーカス型プローブとすることが好ましく、プローブ30は被検体の表面に沿って機械的に移動することが好ましい。また、照射光の照射位置とプローブ30とは同期して移動することが好ましい。また、プローブ30内には、変換素子3から出力されるアナログ信号を増幅する増幅器を設けてもよい。

10

【0047】

被検体は、光および音響波に対して透過性のある保持部材によって保持することが好ましい。これにより被検体形状が安定するので、特性値算出の精度が向上する。保持方法としては、被検体をプレートにより圧迫する方式や、垂下させた乳房をカップ状の保持部材で保持する方式がある。材質としてはアクリル、ポリメチルペンテンが好適である。また、保持部材を用いる場合は保持部材とプローブの間および被検体と保持部材の間に、保持部材を用いない場合は被検体とプローブの間に、音響整合効果を高めるためのマッチング材を配置することが好ましい。マッチング材としては水、ひまし油、超音波ジェル等がある。

20

【0048】

(表示部7)

表示部7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使用できる。なお、表示部7は、本実施形態の被検体情報取得装置が備える構成とはせずに、別に用意して被検体情報取得装置に接続しても良い。

30

【0049】

(処理部40)

信号収集部8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。具体的には、信号収集部8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、受信信号を記憶するFIFO、RAM等のメモリ等を含む。

【0050】

特性分布取得部4、画像処理部5は、CPU、MPU、GPU(Graphics Processing Unit)等のプロセッサを用いることができる。また、FPGA(Field Programmable Gate Array)チップ等の演算回路を用いてもよい。なお、処理部40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。また、受信信号や特性値情報、特性値情報分布などを記憶するメモリを備えていてもよい。メモリは、典型的には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、メモリは、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。メモリは、典型的には1つ以上の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。

40

【0051】

図1(b)は、処理部40の構造および外部装置との関係の一例を示す模式図である。

50

処理部 40 は、D A S 201、メモリ 202、C P U 203、G P U 204 を備える。D A S 201 は、本実施形態における信号収集部 8 の一機能を担う。D A S 201 から転送されたデジタル信号はメモリ 202 に記憶される。

【0052】

C P U 203 は、本実施形態における、特性分布取得部 4、画像処理部 5、表示制御部 6 のうちの機能の一部を担う。具体的には C P U 203 は、システムバス 200 を介して各構成ブロックを制御する。また、C P U 203 は、メモリ 202 に記憶されたデジタル信号に対して積算処理や補正処理などの信号処理を行うことができる。さらに、C P U 203 は、信号処理後のデジタル信号をメモリ 202 に再度書き込み、G P U 204 による分布データの生成に供される。

10

【0053】

G P U 204 は、本実施形態における、特性分布取得部 4、画像処理部 5、表示制御部 6 のうちの機能の一部を担う。具体的には、C P U 203 により信号処理されメモリ 202 に書き込まれたデジタル信号を用いて分布データを作成する。また、G P U 204 は、作成された分布データに対して、輝度変換や歪補正、注目領域の切り出しなどの各種画像処理を適用して、画像データを作成することができる。なお、同様の処理は、C P U 203 でも可能である。上記の構成は一例であり、本発明の信号処理や制御処理を実行可能であれば、どのような情報処理装置でも利用できる。

【0054】

(シミュレーション)

20

本手法を用いたシミュレーションによる検証の結果を、図 4 に示す。左側の符号 301 が吸収係数分布である。画像処理部 5 での処理により、吸収係数強度が所定の閾値以上のボクセルを抽出してマスク内部としている。図によれば、閾値以上の、血管と想定される領域が 3 箇所あることが分かる。一方、強度が所定値より小さい領域はマスク外部であり、図では暗色で示す。処理前の状態では、画面全体にわたってノイズが見られる。

【0055】

一方、右側の符号 302 は、画像処理部 5 を通した後の吸収係数分布である。ここでは、3 つの領域ごとに、マスク内部の平均値を代表値として用いる。また、1 つのマスクが複数の血管が合わさった形状の場合、複数に分割しても良い。逆に複数のマスクをまとめて処理してもよい。処理後の画像はノイズが低減され、かつ強度も大きな変化が無いことが確認できる。なお、画像の表示方法は図示したような処理前後画像の併置方式に限らない。例えば画面内に処理ボタンを設け、マウス等の入力手段によりボタンが押されたら処理後の画像に切り替えても良い。また、所定時間により画像を切り替えても良い。また、複数波長の画像やマスクを併置しても良い。また、補正方式の切り替えボタンを設けても良い。また、画像 U I の代わりに物理的なボタンを設けても良い。

30

【0056】

[実施例 1]

実施例 1 では、乳房を模擬したファントムを被検体とする。光源から、被検体を保持するポリメチルペンテンからなる保持部材越しに光が照射される。プローブ 30 は、保持部材越しに超音波を受信する。プローブ 30 は、 $1 \text{ MHz} \pm 40\%$ の周波数帯域の変換素子を複数有する 2 D プローブである。

40

【0057】

本実施例では、まず、被検体に対して光照射部 1 から波長 797 nm のパルス光を照射する。プローブ 30 は超音波を受信して電気信号に変換し出力する。受信信号は、デジタル変換や増幅を経て、処理部 40 でのユニバーサルバックプロジェクションにより画像再構成される。これにより、1 パルス分の 3 次元の初期音圧分布が得られる。得られた初期音圧分布は、パルス光の照射光分布の領域のみ再構成されている。ここでは縦 160 ボクセル、横 160 ボクセル、高さが 200 ボクセルとなっている。得られた初期音圧分布を光量分布に基づき補正することで、吸収係数分布を算出できる。

【0058】

50

次に処理部 40 は、吸収係数分布中の一部を関心領域とし、関心領域内部で血管のマスクを作成する。ここでは、吸収係数の値の最大強度を求め、その半分の値を閾値としてマスクを作成する。そして、作成したマスクを吸収係数分布に適用し、関心領域内の各位置が血管かどうかを判定する。その結果、閾値以上の強度を持つボクセルが血管として抽出される。そして、抽出された血管部分の強度の最頻値を算出して代表値とする。そして、代表値で血管部分の各ボクセルの値を置き換える。そして、代表値が割り当てられた血管部分の画像と、マスク外の画像を組み合わせることで、関心領域内部の血管部分に代表値が割り当てられた吸収係数分布が求まる。

【0059】

例えば図 4 の場合、3 つの血管領域ごとに代表値（置き換え値）を算出することが好ましい。その場合、第 1 の血管領域において、第 1 の注目位置が設定されて第 1 の重み分布情報が作成されることで、第 1 の重みづけられた特性値が取得されるとともに、第 2 の血管領域において、第 2 の注目位置が設定されて、第 1 の重み分布情報とは異なる第 2 の重み分布情報が作成されることで、第 2 の重みづけられた特性値が取得される。第 3 の血管領域においても同様である。ただし、マスク内全体から最頻値を算出して得られる画像につき 1 つの置き換え値を全ての血管領域に適用してもよい。あるいは領域の広さや形状に応じて、それぞれの領域にサブ領域を設定してもよい。

10

【0060】

このように本実施例では、血管のような生体構造内部の信号を用いて代表値を算出して割り当てる。その結果、吸収係数分布にノイズやアーチファクトが含まれていても、血管部分の吸収係数値の算出精度が向上する。

20

【0061】

[第 2 の実施形態]

次に、第 2 の実施形態について説明する。本実施形態でも第 1 の実施形態とほぼ同様の装置構成を用いるため、各構成の詳細説明は省略する。ただし、処理部 40 における処理内容の一部など、第 1 の実施形態とは異なる部分を中心に説明する。

【0062】

図 5 は本実施形態の光音響装置の構成を示す模式図である。この装置は、複数の波長の吸収係数分布から酸素飽和度分布を算出する。そして、各波長の吸収係数分布にノイズ、アーチファクトが含まれている場合でも、生体構造領域の内部の信号からノイズ、アーチファクトによる影響を低減させられる。その結果、生体構造領域でノイズ、アーチファクトの影響が低減された酸素飽和度分布を算出できる。

30

【0063】

(画像処理部 5)

画像処理部 5 は、第 1 の実施形態と同様に、特性分布取得部 4 から出力される特性分布にマスクを設定し、マスク内のデータに基づいて強度を統計処理した後、マッピングを行う。この実施形態では、複数の特性分布の入力があった場合の処理内容を説明する。

【0064】

特性分布取得部 4 で生成した波長 λ_1 と波長 λ_2 での吸収係数分布のうち、波長 λ_1 の吸収係数分布において、関心領域を設定し、関心領域内部の血管部分のマスクを作成する。マスクの作成方法としては、吸収係数分布に線強調フィルタと領域拡張法を用いた公知な血管抽出法を用いる。ここで得られたマスクを、波長 λ_1 と波長 λ_2 の吸収係数分布両方に適用し、マスクされた 2 波長の吸収係数分布を算出する。

40

【0065】

次に、統計処理の方法として、図 6 を用いて説明を行う。これは処理部 40 内部で扱うデータや、信号処理順序を示すための概念的な図である。したがって、必ずしもこのような図を表示部に表示する必要はない。

【0066】

符号 401 は波長 λ_1 の 3 次元吸収係数分布、符号 402 は波長 λ_2 の 3 次元吸収係数分布である。符号 403 は符号 401 の吸収係数分布に注目した概念図であり、血管部分

50

の吸収係数値が高くなっていることを表している。この概念図は、実際の信号処理においては、ボクセルごとの強度を閾値と比較した結果として用いられる。符号 404 は血管部分に設定した関心領域である。関心領域は、操作者からのマウスやキーボード等の UI を用いた入力の指示や、所定の規則に従った自動設定などにより設定できる。関心領域を順次移動させれば、被検体の広範囲を処理対象とできる。

【0067】

符号 405 は符号 403 の吸収係数分布に対するマスクを横から見た図である。符号 406 は、符号 405 のマスクから白い破線で囲んだ部分を拡大した図である。符号 406 では、注目ボクセル（符号 TV）が網掛けで表現されている。注目ボクセルから等距離の範囲（符号 406 中の白い破線）にあるボクセルデータ領域はハッチングで表現されている。なお、3次元データにおいては実際には、注目ボクセルから等距離にある球内部が処理対象であるが、説明の便宜上2次的に表現している。本実施例では、マスク内の各ボクセルに着目し、そのボクセルから近傍にある領域で、かつ値が存在しているボクセルデータを用いて統計処理を行う。

10

【0068】

符号 407 は、新たに算出した吸収係数分布を割り当てるために用意した空の3次元分布である。統計処理の方法として、符号 406 の注目ボクセル（TV）の吸収係数強度を算出する方法を説明する。まず、注目ボクセル近傍のボクセルデータを抽出し、代表値を求める。求めた代表値を用意した空の3次元分布の対応するボクセルに割り当てる。続いて、他のボクセルを注目ボクセルとして同様の処理を行う。ここで、算出した値を用意した空の3次元分布に割り当てた理由は、一度代表値を求めて得られたボクセルの強度は、その他のボクセルでの強度を求める際には用いないためである。

20

【0069】

代表値（置き換え値）は最頻値や中央値、平均値が望ましい。また、抽出したボクセルデータに対して強度の閾値を設定し、閾値以下の値を代表値算出に用いない方法がある。また、抽出したボクセルデータの平均から比較して分散が3以上の値を除去して最頻値、中央値、平均値を算出する処理を行ってもよい。例えば、抽出したボクセルデータの平均から比較して分散が3以上の値を除去してから平均値を算出する場合、まず注目ボクセル近傍のボクセルデータを抽出し、抽出したボクセルデータの平均値と標準偏差を求める。次に抽出したボクセルデータの平均値から3以上の分散を持つ値を除去する。次に分散値が高いボクセル値を除去したデータ内で、平均値を算出する。算出して得られた平均値を、注目ボクセルに割り当てることで得られる。これにより、極端な異常値を取り除ける。

30

【0070】

このように、マスク内の全ボクセルデータの値の割り当て（置き換え）が行われる。一方、マスク外のボクセルには元々の値を用いる。その結果、血管内部に相当する可能性が高いボクセルで値が処理され見やすくなった吸収係数分布が取得できる。

このように画像処理部5では、マスク内の各ボクセルの値を置き換えることにより、ノイズやアーチファクトの影響を低減された吸収係数分布が得られる。

【0071】

40

（濃度分布取得部9）

濃度分布取得部9では、画像処理部5で生成した複数の波長に対応する初期音圧分布情報や吸収係数分布情報等の分布情報を用いて、濃度分布情報を取得する。なお以降の説明では、濃度分布として酸素飽和度分布を求める例について説明する。

【0072】

波長₁と波長₂では、ヘモグロビン以外の光吸収が無視できるほど低いと仮定すると、波長₁と波長₂の吸収係数はそれぞれ、オキシヘモグロビンのモル吸光係数とデオキシヘモグロビンのモル吸光係数を用いて式（2）、式（3）のように表わされる。

【数 2】

$$\mu_a(\lambda_1) = \varepsilon_{ox}(\lambda_1)C_{ox} + \varepsilon_{de}(\lambda_1)C_{de} \quad \dots (2)$$

$$\mu_a(\lambda_2) = \varepsilon_{ox}(\lambda_2)C_{ox} + \varepsilon_{de}(\lambda_2)C_{de} \quad \dots (3)$$

【0073】

ここで、 $\mu_a(\lambda_1)$ は、位置 (i、j、k) における波長 λ_1 の光の吸収係数、 $\mu_a(\lambda_2)$ は位置 (i、j、k) における波長 λ_2 の光の吸収係数を示し、単位は $[\text{mm}^{-1}]$ で示される。 C_{ox} はオキシヘモグロビンの量 $[\text{mol}]$ 、 C_{de} はデオキシヘモグロビンの量 $[\text{mol}]$ である。いずれも位置 (i、j、k) における値である。

$\varepsilon_{ox}(\lambda_1)$ と $\varepsilon_{de}(\lambda_1)$ はそれぞれ波長 λ_1 におけるオキシヘモグロビン、デオキシヘモグロビンのモル吸収係数 $[\text{mm}^{-1} \text{mol}^{-1}]$ を示す。 $\varepsilon_{ox}(\lambda_2)$ と $\varepsilon_{de}(\lambda_2)$ はそれぞれ波長 λ_2 におけるオキシヘモグロビン、デオキシヘモグロビンのモル吸収係数 $[\text{mm}^{-1} \text{mol}^{-1}]$ を示す。 $\varepsilon_{ox}(\lambda_1)$ 、 $\varepsilon_{de}(\lambda_1)$ 、 $\varepsilon_{ox}(\lambda_2)$ 、 $\varepsilon_{de}(\lambda_2)$ はあらかじめ測定や文献値によって得られる。

【0074】

よって、 C_{ox} と C_{de} はそれぞれ、モル吸光係数と、 $\mu_a(\lambda_1)$ 及び $\mu_a(\lambda_2)$ と、を用いて式 (2)、式 (3) の連立方程式を解くことにより求められる。用いる波長が多い場合は、最小二乗法を用いるとよい。また、酸素飽和度 SO_2 は下式 (4) に示すように、全ヘモグロビン中のオキシヘモグロビンの割合で定義される。よって、酸素飽和度 SO_2 は、式 (2)、(3)、(4) に基づき、式 (5) で示せる。よって、濃度分布取得部 9 は、式 (5) を用いて、モル吸光係数と、 $\mu_a(\lambda_1)$ 及び $\mu_a(\lambda_2)$ とに基づき、位置 (i、j、k) における酸素飽和度 SO_2 を得ることができる。

【数 3】

$$SO_2 = \frac{C_{ox}}{C_{ox} + C_{de}} \quad \dots (4)$$

$$SO_2 = \frac{\frac{\mu_a(\lambda_2)}{\mu_a(\lambda_1)} \cdot \varepsilon_{de}(\lambda_1) - \varepsilon_{de}(\lambda_2)}{(\varepsilon_{ox}(\lambda_2) - \varepsilon_{de}(\lambda_2)) - \frac{\mu_a(\lambda_2)}{\mu_a(\lambda_1)} \cdot (\varepsilon_{ox}(\lambda_1) - \varepsilon_{de}(\lambda_1))} \quad \dots (5)$$

【0075】

この酸素飽和度取得処理を各位置に対して行うことで酸素飽和度分布が取得できる。図 7 に、波長 λ_1 の吸収係数分布と波長 λ_2 の吸収係数分布とから酸素飽和度分布を得た場合の表示画面の一例を示す。符号 501 が波長 λ_1 の吸収係数分布、符号 502 が波長 λ_2 の吸収係数分布、符号 503 が酸素飽和度分布の画像を示す。酸素飽和度分布は、被検体内のある領域に対応する 3 次元分布データ (ボクセルの集合データ) でもよいし、そのうちの一片面に対応する 2 次元分布データ (ピクセルの集合データ) でもよい。この図では、吸収体が存在しない領域での酸素飽和度値を便宜上 0 % としている。また、酸素飽和度分布は、吸収係数分布の比で得られるものであり、複数の波長での吸収係数分布が相対的に正しければ、酸素飽和度分布は適切に求められる。よって、吸収係数分布が絶対値と

10

20

30

40

50

して正確に求まっている必要はない。また、図 7 のように実際に画面を表示せずに、データとして保存して処理を完了させても良い。

【0076】

(表示制御部 6)

表示制御部 6 は、画像処理部 5 により生成された濃度分布と特性分布取得部 4 により生成された特性分布から、表示部 7 に表示するための画像データを生成する。具体的には、濃度分布を画像の色相に、特性分布中の最大値によって正規化された正規化特性分布を明度に設定することで、特性分布によって重み付けられた濃度分布を表示できる。さらに、分布データと共に各種表示アイテムを並べて表示する等の表示制御を行う。

【0077】

図 8 は、本実施形態の処理部 40 のフローチャートである。このフローは、処理部 40 内の信号収集部 8 に、照射された光のパルス毎にプローブから順次受信信号が入力され、信号収集部 8 において A/D 変換や増幅等の処理が行なわれた状態でスタートする。

【0078】

S201 のステップでは、特性分布取得部 4 が、照射された波長 λ_1 の受信信号を用いて波長 λ_1 の吸収係数分布と波長 λ_2 の吸収係数分布を算出する。S202 のステップでは、画像処理部 5 が、入力された波長 λ_1 の吸収係数分布内に関心領域を設定し、血管部分に対するマスクを作成する。S203 のステップでは、画像処理を行った後の波長 λ_1 と波長 λ_2 の吸収係数分布を格納するための空のボクセルデータを用意する。サイズは波長 λ_1 と波長 λ_2 の吸収係数分布のサイズと等しい。

【0079】

S204 のステップでは、画像処理部 5 が、波長 λ_1 の吸収係数分布と波長 λ_2 の吸収係数分布のそれぞれにおいて、関心領域内のマスクされたデータ領域のボクセルの一つに注目する。そのボクセルからある一定距離内にある全ボクセルデータのうち、関心領域内のマスクされた結果残っているボクセルから最頻値を算出する。最頻値は、強度ヒストグラムにおいて頻度が最大になる強度とした。

【0080】

S205 のステップでは、S204 で求められた波長 λ_1 と波長 λ_2 の吸収係数値のそれぞれの最頻値を置き換え値として、S203 で用意した 3 次元ボクセルデータの対応するボクセルに割り当てる。S206 のステップでは、S204、S205 のステップでの処理が完了したかを判断する。関心領域内におけるマスクされて残った全ボクセルで処理が完了した場合は次の S207 のステップに移行し、そうでない場合は S204 のステップに戻る。

【0081】

S207 のステップでは、波長 λ_1 の吸収係数分布と波長 λ_2 の吸収係数分布のそれぞれで関心領域内におけるマスクされて残った各ボクセルに最頻値が割り当てられた分布と、それ以外の領域とを S203 で用意したボクセルデータに統合する。S208 のステップでは、濃度分布取得部 9 が、統合された波長 λ_1 の吸収係数分布と波長 λ_2 の吸収係数分布のデータを基に、酸素飽和度分布を算出する。S209 のステップでは、表示制御部 6 が、濃度分布取得部 9 で算出された酸素飽和度分布を表示する。

【0082】

この処理によれば、複数の波長の吸収係数分布から酸素飽和度分布を算出する際、各波長の吸収係数分布にノイズ、アーチファクトが含まれている場合でも、生体構造領域の内部の信号からそれらノイズ等の影響を低減させて吸収係数分布を取得できる。その結果、生体構造領域でノイズ、アーチファクトの影響が低減された酸素飽和度分布を算出できる。

【0083】

なお、上述の例では濃度分布取得部 9 は、濃度分布として酸素飽和度分布を取得したが、本実施形態はこれに限定されない。先に説明したように、複数波長分の「光吸収に基づく特性分布」を用いて求められる「物質の濃度に関係する値の分布（濃度分布）」であれ

10

20

30

40

50

ばよい。つまり、「酸素飽和度に重み付けした値」、「トータルヘモグロビン濃度」、「オキシヘモグロビン濃度」、「デオキシヘモグロビン濃度」、「グルコース濃度」、「コラーゲン濃度」、「メラニン濃度」、脂肪や水の「体積分率」などの分布でもよい。

【0084】

また、上述の例では、波長 1 の吸収係数分布と波長 2 の吸収係数分布に対応する空のボリウムデータを用意した。しかし、空のボリウムデータとして、酸素飽和度分布に対するもの一つを用意し、それに直接画像処理部 5 で計算した 2 波長の吸収係数分布からの酸素飽和度の計算結果を格納してもよい。

【0085】

また上述の例では、特性分布取得部 4 は、光吸収に基づく特性分布として吸収係数分布を取得した。しかし本実施形態はこれに限定されない。例えば「音圧分布（典型的には初期音圧分布）」や「光エネルギー吸収密度分布」でもよい。例えば式（1）より、 μ_a は $P / (\cdot)$ で表せる。したがって、式（5）の μ_a を $P / (\cdot)$ で置換することにより、初期音圧から酸素飽和度を直接算出できる。つまり、濃度分布取得部 9 は、吸収係数分布を経由せずに、初期音圧分布から酸素飽和度分布を直接取得できる。

【0086】

本手法を用いたシミュレーションによる検証を図 9 に示す。符号 601、符号 602 は、2 波長（第 1 の波長、第 2 の波長）それぞれに対応する吸収係数分布である。この段階ではノイズは含まれていない。また強度が高い各部分は吸収体を模擬したものである。符号 603 は、符号 601 と符号 602 の吸収係数分布から算出した酸素飽和度である。ここで酸素飽和度を表示する際に、吸収係数分布の最大強度で規格化した分布を明度に入れ、酸素飽和度値を色相に入れることで表示を行っても良い。ただし、便宜上ここでは吸収体部分にマスクをかけた酸素飽和度値を白黒画像で表示している。

【0087】

符号 604 は、シミュレーションのために、符号 601（第 1 の波長）の吸収係数分布に対してランダムなガウスノイズを付加した吸収係数分布である。同様に符号 602（第 2 の波長）の吸収係数分布に対してもランダムなノイズを付加する（不図示）。符号 605 は、符号 601 と符号 602 の吸収係数分布にランダムなノイズを付加した吸収係数分布から算出した酸素飽和度分布である。ここで各吸収体ではノイズの影響により酸素飽和度にばらつきが見られる。

【0088】

符号 606 は、吸収係数強度に閾値を設定して作成したマスクである。符号 607 は、本発明の手法により第 1 の波長について得られた分布である。ここでは、マスク内の吸収係数分布の各ボクセルに対して、各ボクセル近傍 5 ボクセル以内にあるデータのうち、これらのボクセルの特性値の平均値から 3 の範囲にある強度のボクセルのみを用いて平均値を算出した。すなわち、置き換え対象のボクセルとその周囲のボクセルの特性値に応じて、適応的に重みを決定してもよい。これにより吸収体部分では強度が平均化され、ノイズの影響が低減されているのに対し、吸収体以外は処理がなされていない。

【0089】

また符号 608 は、不図示の第 2 の波長についても符号 607 と同様な処理をしたのち、両者から算出した酸素飽和度分布である。この酸素飽和度分布も吸収体部分でノイズの影響が低減されていることが確認できる。このように、本発明の手法により被検体内部の濃度分布のノイズやアーチファクトの影響を低減し、診断に好適な画像を表示できる。

【0090】

[第 3 の実施形態]

次に、第 3 の実施形態について説明する。本実施形態は第 2 の実施形態と比べて、図 10 のように、被検体情報取得装置の濃度分布取得部 9 と画像処理部 5 の順序が異なる。また処理部 40 における処理内容においても上記実施形態とは異なる部分がある。以下では、異なる部分に絞って説明する。

【0091】

本実施形態の被検体情報取得装置は、特性分布取得部４で算出した吸収係数分布に基づいて、まず濃度分布取得部９が酸素飽和度分布を算出する。その後、画像処理部５が、マスクされた濃度分布の各ボクセルにおいて、強度の統計処理を行う。マスクは吸収係数分布の重みを用いる。マスクとして二値化処理を行わない場合でも、ノイズやアーチファクトに影響を低減された酸素飽和度分布を算出できる。また、設定する関心領域は吸収係数分布全体である。このように処理することで、血管などの吸収体の強度が高い部分での酸素飽和度値に対する重みが高くなり、ノイズなどの吸収体の強度が弱い部分での酸素飽和度値に対する重みが低くなるように計算できる。さらに、重みが極端に低い部分や分散が高いところを除去すれば、ノイズやアーチファクトによる影響をより低減できる。

【００９２】

10

（画像処理部５）

画像処理部５は、濃度分布取得部９から出力される濃度分布にマスクを設定し、マスク内のデータに基づいて統計処理した後、マッピングを行う。以下の例では、濃度分布が酸素飽和度分布であると仮定する。

【００９３】

図１１において、符号７０１は３次元酸素飽和度分布、符号７０２は酸素飽和度分布に対応する波長 λ_1 の３次元吸収係数分布である。符号７０３は３次元酸素飽和度分布の概念図であり、血管部分で酸素飽和度値が算出されていることを表している。符号７０４は血管などの血管部分に設定した関心領域である。符号７０５は、関心領域を示す符号７０４の酸素飽和度分布に対するマスクを横から見た図である。ここで実施形態２とは異なり、マスクの関心領域内部が、吸収係数分布から算出された重みにより表現されている。すなわち、関心領域内部において、ボクセルの色が白に近づくほど強度が高いことを示す。強度が高い領域に血管などの生体構造に起因する領域が存在する。

20

【００９４】

符号７０６に、符号７０５のマスクの部分拡大図を示す。符号７０７は、新たに算出した酸素飽和度分布を格納するための３次元分布である。ここでマスクは、波長 λ_1 の吸収係数分布に設定した関心領域の外部で値を０とし、内部の値として特性分布の強度の重みを用いることで作成する。関心領域内部の特性分布の強度の重みとして、関心領域内部の最大値で正規化されたものが望ましい。また、操作者や装置で設定された強度を最大値として正規化し、１以上の値になる領域は１として正規化してもよい。

30

【００９５】

次に、統計処理の方法を説明する。ここでは、符号７０６中の、丸点線中心部の網掛けしているボクセル（符号ＴＶ）における酸素飽和度値について説明する。網掛けしているボクセルＴＶの酸素飽和度値は、ボクセルＴＶから一定半径の球内部にあるボクセルの酸素飽和度値 S と、吸収係数分布の重みとを用いた重み付き平均処理で求める。具体的には、球内部にある全ボクセル数を N とし、各ボクセルでの酸素飽和度値 S_i （ i はボクセルの番号、 $i = 1 \sim N$ ）、吸収係数分布から作成したマスクの対応するボクセルでの重みを W_i （ $i = 1 \sim N$ ）とすると、以下の式（６）で表される。

【数４】

$$S = \frac{\sum_{i=1}^N S_i \cdot W_i}{\sum_{i=1}^N W_i} \quad \dots (6)$$

40

【００９６】

これにより、ボクセルＴＶの演算において、血管などの吸収体の強度が高い部分での酸素飽和度値に対する重みが高く、ノイズなどの吸収体の強度が弱い部分での酸素飽和度値

50

に対する重みが低くなる。得られた酸素飽和度値は、符号 707 の酸素飽和度分布の対応するボクセルに割り当てられる。マスク内の他のボクセルも同様に処理することで、マスク内の置き換え値が得られる。統計処理においては、抽出したボクセルデータ中、所定の値以下の値を代表値算出に用いなかたり、吸収係数分布から算出した重みが平均値の 3 から外れている値を除去したりしてもよい。このように本実施形態の画像処理部 5 では、マスク内の濃度分布（酸素飽和度分布）からノイズやアーチファクトの影響を低減できる。

【0097】

図 12 は、本実施形態の処理部 40 の処理フローを示すフローチャートである。本実施形態では、ノイズやアーチファクトの影響の少ない酸素飽和度分布を作成する。その際、設定する関心領域は吸収係数分布全体である。

10

【0098】

S301 のステップでは、特性分布取得部 4 が、照射された波長 λ_1 の受信信号を用いて波長 λ_1 の吸収係数分布と波長 λ_2 の吸収係数分布を算出する。S302 のステップでは、濃度分布取得部 9 が、波長 λ_1 の吸収係数分布と波長 λ_2 の吸収係数分布のデータを基に、酸素飽和度分布を算出する。S303 のステップでは、画像処理部 5 が、入力された波長 λ_1 の吸収係数分布全体を関心領域に設定し、血管部分に対するマスクを作成する。

【0099】

S304 のステップでは、画像処理を行った後の酸素飽和度分布を格納するための空のボクセルデータを用意する。サイズは酸素飽和度分布のサイズと等しい。S305 のステップでは、画像処理部 5 が、酸素飽和度分布において、マスクされたデータ領域のボクセルのうちの一つに注目する。そのボクセルからある一定距離内にある全ボクセルデータのうち、マスクされた結果残っているボクセルから、重み付き酸素飽和度値を算出する。

20

【0100】

S306 のステップでは、S305 で求められた酸素飽和度値を、S304 で用意した 3 次元ボクセルデータの対応するボクセルに割り当てる。S307 のステップでは、S305、S306 のステップでの処理が完了したかを判断する。関心領域内でマスクされて残った全ボクセルで処理が完了した場合は次の S308 のステップに移行し、そうでない場合は S305 のステップに戻る。

30

【0101】

S308 のステップでは、マスク内のデータから算出された酸素飽和度分布と、それ以外の領域とを S304 で用意したボクセルデータに統合し、統合された酸素飽和度分布を作成する。S309 のステップでは、表示制御部 6 が、濃度分布取得部 9 で算出された酸素飽和度分布を表示する。

【0102】

以上のように、本実施形態では、特性分布取得部 4 で算出した吸収係数分布を、濃度分布取得部 9 に渡して酸素飽和度分布を算出した後、画像処理部 5 においてマスクされた濃度分布の各ボクセルにおいて、強度の統計処理を行う。

【0103】

40

本手法を用いたシミュレーションによる検証の図が、図 13 である。符号 801、符号 802 は 2 波長に対応する吸収係数分布である。この段階ではノイズは含まれていない。また強度が高い各部分は吸収体を模擬したものである。強度が高くない部分にも 0 でない値が保持されている。符号 803 は、符号 801 と符号 802 の吸収係数分布から算出した酸素飽和度である。ここでは酸素飽和度が高いほど明度を上げて白に近く表現されている。ただしカラー画像表示の場合は、吸収係数分布の最大強度で規格化した重み分布を明度に割り当て、酸素飽和度値を色相に割り当ててもよい。本実施例では、酸素飽和度分布の画像化の際は、酸素飽和度値とグレイスケールの特性から明度の重み分布を用いない代わりに、下記ノイズを付加した吸収係数分布によるマスク画像を用いた。

【0104】

50

符号 804 は、符号 801 の吸収係数分布に対してランダムなガウスノイズを付加した吸収係数分布である。同様に符号 802 の吸収係数分布に対してもランダムなノイズを付加する（不図示）。符号 805 は、ランダムなノイズを付加した両波長の吸収係数分布から算出した酸素飽和度分布である。各吸収体それぞれの内部では、ノイズの影響により酸素飽和度にばらつきが見られる。

【0105】

符号 806 は、本提案手法により酸素飽和度分布の各ボクセルに対して、各ボクセル近傍 5 ボクセル以内にあるデータから平均値を算出した分布である。その際、酸素飽和度の値が平均値から 3 の範囲内のボクセルを用い、対応する吸収係数分布をその最大値で規格化した重み分布で、酸素飽和度の重み付き平均値を算出した。これにより、酸素飽和度のばらつきが低減されていることが分かる。

【0106】

[実施例 2]

以下、より具体的な実施例について説明する。本実施例では、乳房を模擬したファントムを被検体とし、被検体を保持するポリメチルペンテンからなる保持部材越しに光が照射され、保持部材越しにプローブ 30 は光音響波を受信する。プローブ 30 は $1\text{ MHz} \pm 40\%$ の周波数帯域の変換素子を複数有する 2D プローブである。

【0107】

本実施例では、まず、被検体に対して光照射部 1 から波長 797 nm のパルス光を照射し、プローブ 30 によって光音響波を受信する。処理部 40 は、受信により得られた受信信号を基にユニバーサルバックプロジェクションを用いて画像再構成を行う。これにより、1 パルスの 3 次元の初期音圧分布が得られる。得られた初期音圧分布は、パルス光の照射光分布の領域のみ再構成されている。サイズは縦 160 ボクセル、横 160 ボクセル、高さが 200 ボクセルである。得られた初期音圧分布の光量分布を補正することで、吸収係数分布を算出できる。また、被検体に対して光照射部 1 から波長 756 nm のパルス光を照射し、プローブ 30 によって光音響波を受信し、上記と同様な処理方法で吸収係数分布を算出する。ここで関心領域とマスクは領域全体とした。

【0108】

次に、上記の 2 波長の吸収係数分布から、酸素飽和度分布を算出する。酸素飽和度分布全体を関心領域とし、吸収係数分布の強度を正規化した分布を保持しておく。酸素飽和度分布の注目ボクセルについて、それぞれ近傍の 5 ボクセル立方を抽出する。抽出した領域と同領域の吸収係数分布において平均値と分散値を算出し、平均値から 3 以上の分散があるデータを 0 にする。そして、吸収係数分布と酸素飽和度分布で重み付き酸素飽和度値を算出し、注目ボクセルでの酸素飽和度とする。最後に、酸素飽和度に応じた明度で分布を表示する。なお画像をカラーとする場合、酸素飽和度分布を色相に、 797 nm の吸収係数分布を明度に割り当てて表示してもよい。

【0109】

この実施例では、酸素飽和度値算出において吸収係数値の外れ値を除去して用いたが、吸収係数分布の強度に閾値を設定し、強度の弱いデータを用いないなどの処理を行ってもよい。本実施例では、酸素飽和度分布を算出した後に画像処理を行うことによって血管部分の酸素飽和度値の算出精度が向上する。

【0110】

[その他の実施形態]

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、上述した各実施形態の 1 以上の機能を実現するプログラムを、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における 1 つ以上のプロセッサがプログラムを読み出して実行する処理でも実現可能である。また、1 以上の機能を実現する回路（例えば、FPGA や ASIC）によっても実現可能である。

【符号の説明】

【0111】

10

20

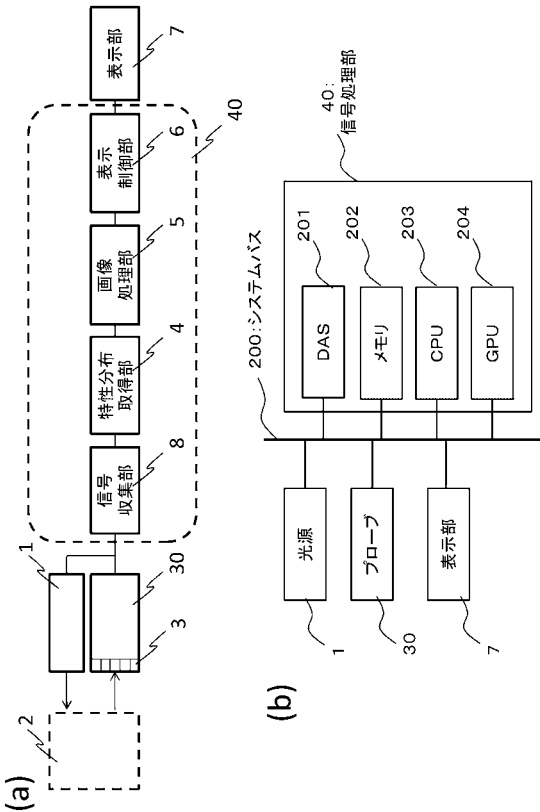
30

40

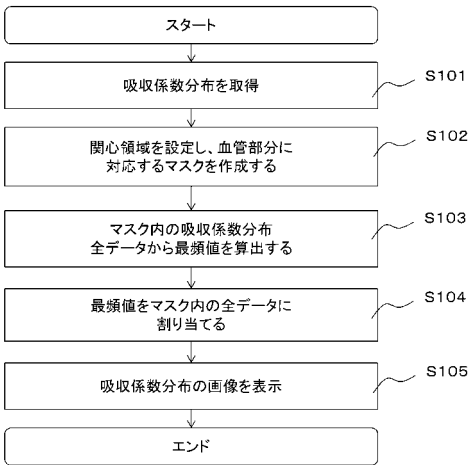
50

3：変換素子、40：処理部

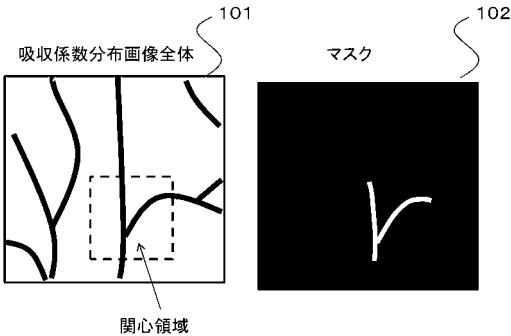
【図1】



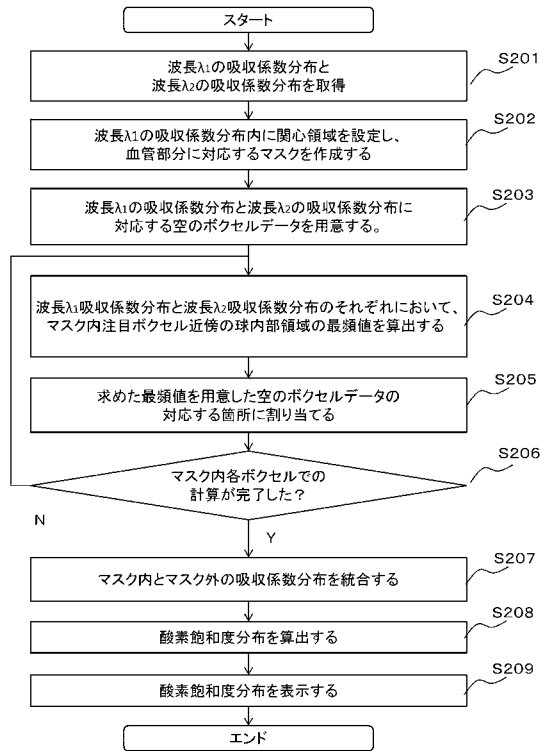
【図2】



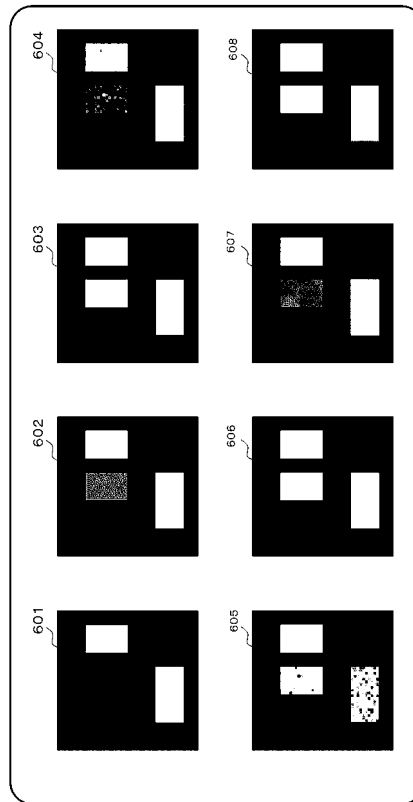
【図3】



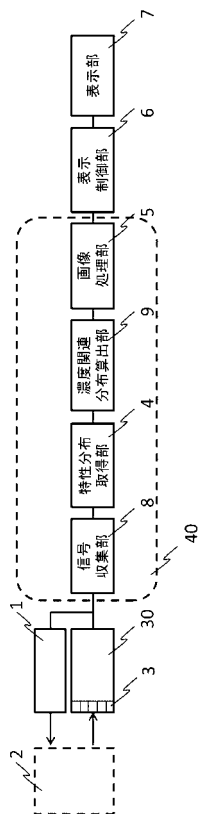
【図 8】



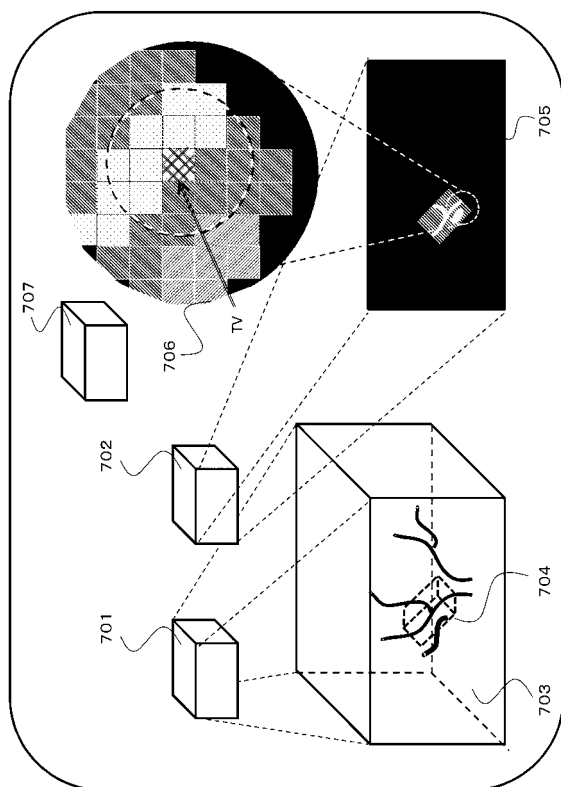
【図 9】



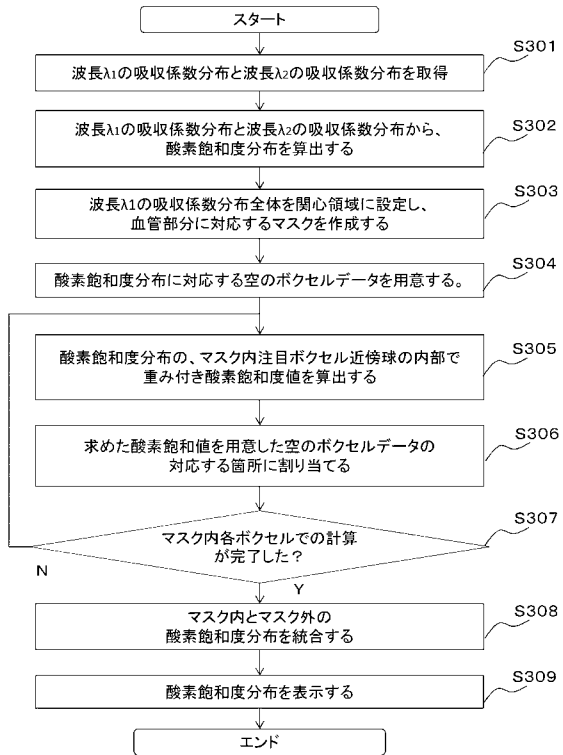
【図 10】



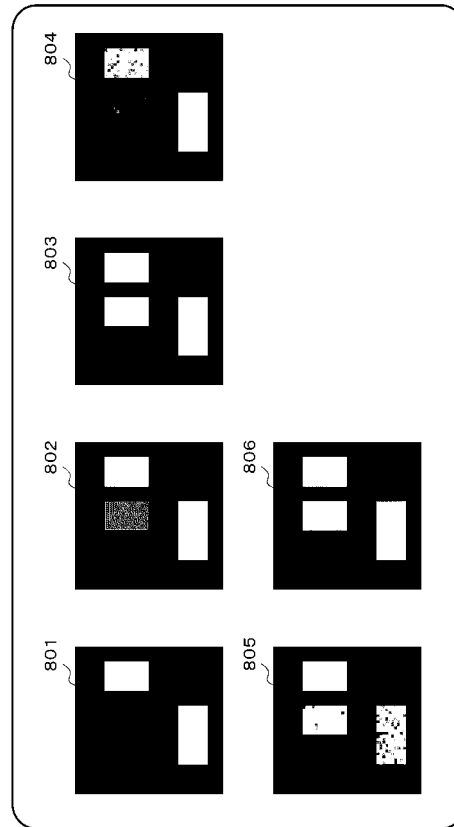
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 梅澤 孝太郎

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

Fターム(参考) 4C601 DE16 DE18 EE02 EE04 JB51 JC37