

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015 年 12 月 30 日(30.12.2015)



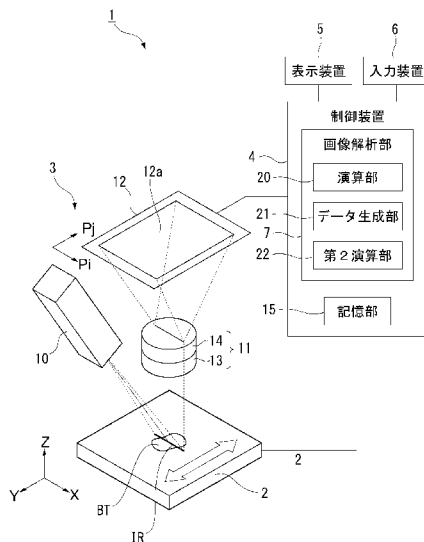
(10) 国際公開番号
WO 2015/199067 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 21/27 (2006.01) *G01N 21/3554* (2014.01)
A61B 19/00 (2006.01) *G01N 21/359* (2014.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/068021
- (22) 国際出願日: 2015 年 6 月 23 日(23.06.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-128946 2014 年 6 月 24 日(24.06.2014) JP
- (71) 出願人: 株式会社ニコン(NIKON CORPORATION)
[JP/JP]; 〒1086290 東京都港区港南二丁目 1 5 番 3 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 劉 真(LIU, Zhen); 〒1086290 東京都港区港南二丁目 1 5 番 3 号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 畑口 剛之(HATAGUCHI, Takeshi); 〒1086290 東京都港区港南二丁目 1 5 番 3 号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP). 石川 浩紀(ISHI-KAWA, Hiroki); 〒1086290 東京都港区港南二丁目 1 5 番 3 号 株式会社ニコン内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 西 和哉, 外(NISHI, Kazuya et al.); 〒1020072 東京都千代田区飯田橋 2-11-10 山田ラインビル 1118 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) Title: IMAGE ANALYSIS DEVICE, IMAGING SYSTEM, SURGERY ASSISTANCE SYSTEM, IMAGE ANALYSIS METHOD, AND IMAGE ANALYSIS PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像解析装置、撮像システム、手術支援システム、画像解析方法、及び画像解析プログラム



- 4 Control device
5 Display device
6 Input device
7 Image analysis unit
15 Storage unit
20 Calculation unit
21 Data generation unit
22 Second calculation unit

(57) Abstract: [Problem] To provide an image analysis device capable of accurately analyzing the distribution of a substance in biological tissue. [Solution] An image analysis device (7) is provided with a calculation unit (20) for generating tissue sample data for a prescribed wavelength band from 950 nm to 1600 nm on the basis of a plurality of sample images obtained by irradiating biological tissue with light of N wavebands selected from the wavelength band, and a data generation unit (21) for generating distribution data indicating the distribution of a substance for training in the tissue by comparing the sample data with training data for the substance.

(57) 要約: 【課題】生物の組織における物質の分布を精度よく分析できる画像解析装置を提供する。【解決手段】画像解析装置(7)は、所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料画像をもとに所定の波長帯域における組織の試料データを生成する演算部(20)と、試料データと教師である物質の教師データとを比較して、組織における物質の分布を示す分布データを生成するデータ生成部(21)と、を備える。



ロツパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

画像解析装置、撮像システム、手術支援システム、画像解析方法、及び画像解析プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、画像解析装置、撮像システム、手術支援システム、画像解析方法、及び画像解析プログラムに関する。

背景技術

[0002] 医療などの分野において、生物の組織を撮像し、その画像を各種診断や検査、観察等に活用する技術が提案されている（例えば、下記の特許文献1参照）。特許文献1に係る撮像装置は、赤外線を身体組織に照射し、身体組織で反射した赤外線に基づいて皮下血管の映像を取得する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2006-102360号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 上述のような技術において、組織から放射される光のうち検出する光の波長によっては、組織の情報を精度よく得られないことがある。本発明は、上記の事情に鑑みなされたものであり、生物の組織における物質の分布を精度よく分析できる画像解析装置、撮像システム、画像解析方法、及び画像解析プログラム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

[0005] 本発明の第1の態様に従えば、所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料画像をもとに所定の波長帯域における組織の

試料データを生成する演算部と、試料データと教師である物質の教師データとを比較して、組織における物質の分布を示す分布データを生成するデータ生成部と、を備える画像解析装置が提供される。

[0006] 本発明の第2の態様に従えば、所定の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の赤外光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料情報をもとに所定の波長帯域における組織の試料データを生成する演算部と、試料データと教師である物質の教師データとを比較して、組織における物質の分布を示す分布データを生成するデータ生成部と、を備え、所定の波長帯域は、教師の教師領域として700nm以上2500nm以下の波長帯域から設定される、画像解析装置が提供される。

[0007] 本発明の第3の態様に従えば、第1の態様の画像解析装置と、組織における複数の試料画像を取得する撮像部と、を備える撮像システムが提供される。

[0008] 本発明の第4の態様に従えば、第2の態様の画像解析装置と、組織における複数の試料情報を取得する撮像部と、を備える撮像システムが提供される。

[0009] 本発明の第5の態様に従えば、第3の態様又は第4の態様の撮像システムと、組織に対する処理が可能な操作デバイスと、を備える手術支援システムが提供される。

[0010] 本発明の第6の態様に従えば、所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料画像をもとに所定の波長帯域における組織の試料データを生成することと、試料データと教師である物質の教師データとを比較して、組織における物質の分布を示す分布データを生成することと、を含む画像解析方法が提供される。

[0011] 本発明の第7の態様に従えば、所定の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の赤外光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料情報をもとに所定の波長帯域における組織の試料データを生成することと、試料データと教

師である物質の教師データとを比較して、組織における物質の分布を示す分布データを生成することと、を含み、所定の波長帯域は、教師の教師領域として700nm以上2500nm以下の波長帯域から設定される、画像解析方法が提供される。

[0012] 本発明の第8の態様に従えば、コンピュータに、所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料画像をもとに所定の波長帯域における組織の試料データを生成することと、試料データと教師である物質の教師データとを比較して、組織における物質の分布を示す分布データを生成することと、を実行させる画像解析プログラムが提供される。

[0013] 本発明の第9の態様に従えば、コンピュータに、所定の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の赤外光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料情報をもとに所定の波長帯域における組織の試料データを生成することと、試料データと教師である物質の教師データとを比較して、組織における物質の分布を示す分布データを生成することと、を実行させ、所定の波長帯域は、教師の教師領域として700nm以上2500nm以下の波長帯域から設定される、画像解析プログラムが提供される。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本実施形態に係る撮像システムを示す図である。

[図2]本実施形態に係る試料データを説明するための図である。

[図3]本実施形態に係る教師データを説明するための図である。

[図4]本実施形態に係るスペクトル角を説明するための図である。

[図5]本実施形態に係る撮像システムの動作を示すフローチャートである。

[図6]本実施形態に係る試料データと教師データとの比較処理の一例を示すフローチャートである。

[図7]本実施形態に係る演算部が実行する処理の一例を示すフローチャートである。

[図8]本実施形態に係る画像解析部により生成される画像の例を示す図である

。

[図9]変形例に係る画像解析部の動作を示すフローチャートである。

[図10]本実施形態に係る距離の算出に使われる式を示す図である。

[図11]変形例に係る画像解析部により生成される画像の例を示す図である。

[図12]本実施形態に係る撮像装置の他の構成を示す図である。

[図13]本実施形態に係る補正の一例を示すフローチャートである。

[図14]本実施形態に係る画像解析装置を適用した手術支援システムを示す図である。

発明を実施するための形態

[0015] 図1は、本実施形態に係る撮像システム1を示す図である。撮像システム1は、例えば生物の組織BTに関する病理解剖、病理診断、生体検査（生検）など、や生物の手術（例、外科的手術）などに利用される。また、撮像システム1は、一般的な手術のように組織BTを傷つける処理、組織BTを傷つけない各種検査など、医療用途や検査用途、調査用途等に適用できる。

[0016] 組織BTは、例えば人間の組織であるが、人間以外の生物（例、動物）の組織であってもよい。組織BTは、生物から切り取った状態の組織であってもよいし、生物に付随した状態の組織であってもよい。また、組織BTは、生存している生物（生体）の組織（生体組織）であってもよいし、死亡後の生物（死体）の組織であってもよい。組織BTは、生物から摘出した物体であってもよい。例えば、組織BTは、生物のいずれの器官を含んでいてもよく、皮膚を含んでいてもよいし、皮膚よりも内側の内臓などを含んでいてもよい。

[0017] 撮像システム1は、ステージ装置2、撮像装置（撮像部）3、制御装置4、入力装置5、及び表示装置（表示部）6を備える。撮像システム1は、例えば以下のように動作する。ステージ装置2は、その上面に組織BTを配置可能である。撮像装置3は、ステージ装置2に配置された生物の組織BTを撮像する。制御装置4は、操作者（ユーザ）から入力装置5に入力される指令、設定などの制御信号により、撮像システム1の各部を制御する。制御装

置 4 には画像解析部 7 が組み込まれており、画像解析部（画像解析装置） 7 は、組織 B T を撮像した複数の試料画像を使って、組織 B T における物質の分布を示す分布データを生成する。制御装置 4 は、表示装置 6 に各種情報を表示させる。例えば、制御装置 4 は、画像解析部 7 が生成した分布データを使って、組織 B T における物質の分布を示す画像を表示装置 6 に表示させる。本実施形態における画像解析部 7 は、例えば、試料データと教師データとを照合する後述の手法を用いて、分布データを生成できる。以下、撮像システム 1 の各部および分布データの生成手法などについて説明する。

[0018] 撮像装置 3 は、例えばハイパースペクトルカメラのように、画像の 1 画素において複数のスペクトルデータを 1 回の撮影で取得できるセンサー（光検出部 1 2）を含む。また、撮像装置 3 は、所定の波長帯域において、生物の組織 B T における複数の試料画像としてハイパースペクトル画像を取得する。したがって、撮像装置 3 は、試料画像の画素ごとに複数のスペクトルデータを取得することができる。撮像装置 3 は、光源部 1 0、撮像光学系 1 1、及び光検出部 1 2 を備える。

[0019] 光源部 1 0 は、例えばハロゲンランプ又は赤外 L E D（赤外発光ダイオード）を含む。光源部 1 0 は、画像解析部 7 による画像の解析に使われる波長帯の赤外光を射出する。画像の解析に使われる波長帯は、例えば、9 5 0 n m 以上 1 6 0 0 n m 以下の波長帯域の少なくとも一部である。そこで、撮像装置 3 の光源部 1 0 は、9 5 0 n m 以上 1 6 0 0 n m 以下の波長帯域の少なくとも一部を含む波長帯域の光を照射可能である。

[0020] 光源部 1 0 は、赤外光によりステージ装置 2 上の照明領域 I R を照明する。照明領域 I R は、一方向に長いライン状に設定されている。本実施形態において、例えば、光源部 1 0 は、一方向に長いスポット形状の赤外光を射出する。

[0021] 以下、図 1 に示す X Y Z 直交座標系を参照しつつ、各要素の位置関係などを説明する。この X Y Z 直交座標系において、照明領域 I R の長手方向を X 軸方向とし、ステージ装置 2 上で X 軸方向に直交する方向を Y 軸方向とする

。また、X軸方向およびY軸方向のそれぞれに直交する方向をZ軸方向とする。X軸方向およびY軸方向は、例えば水平方向に設定され、Z軸方向は例えば鉛直方向に設定される。

[0022] 撮像光学系11は、ステージ装置2上の照明領域IR（組織BT）から放射された光を、光検出部12へ導く。撮像光学系11は、レンズ13および分光器14を備える。レンズ13は、組織BTから放射された光を光検出部12上に集光する。分光器14は、例えばプリズムあるいは回折格子、スリットなどを組み、組織BTから放射された光を複数の波長帯の成分に分光する。分光器14は、組織BT上の各点から放射された光を、Y軸方向に長いスポット形状のスペクトル光に分光する。例えば、分光器14は、このスペクトル光のうち短波長側の成分をY軸方向の一方に分光し、長波長側の成分をY軸方向の他方に分光する。

[0023] 光検出部12は、CMOSセンサーあるいはCCDセンサーなどの二次元イメージセンサを含む。光検出部12は、フォトダイオードなどの光電変換素子が配列される受光面12aを有する。受光面12aにおいて、1つのフォトダイオードが配置される領域は1つの画素に対応する。以下の説明では、受光面12aにおいて、照明領域IRの長手方向に対応する方向をPi方向とし、Pi方向に直交する方向をPj方向とする。Pi方向は例えば垂直走査方向であり、Pjは例えば水平走査方向である。光検出部12の画素は、Pi方向とPj方向のそれぞれに並んでいる。また、光検出部12は、上述したハイパースペクトルカメラのような機能を有する。

[0024] ここで、Pj方向に並ぶ複数の画素（水平走査線）に着目する。分光器14は、組織BTの各点から放射された光を、照明領域IRの長手方向に直交する方向に分布するスペクトル光に分光するので、水平走査線の一端側の画素には、スペクトル光のうち短波長側の成分が入射し、水平走査線他端側の画素にはスペクトル光のうち長波長側の成分が入射する。このように、光検出部12は、組織BT上の一部から放射された光を、水平走査線上に並ぶ複数の画素に波長帯ごとに分けて検出できる。例えば、光源部10は、広い

波長帯域にわたる赤外光を射出し、光検出部 12 の各画素は、光源部 10 から射出される赤外光よりも狭い波長帯の光をそれぞれ検出する。

[0025] 例えば、水平走査線の一端の画素に入射する光の波長が λ_1 であり、他端に入射する光の波長が λ_2 であるとする。水平走査線上に並ぶ画素の数が N 個である場合に、光検出部 12 は、波長が λ_1 から λ_2 の波長帯域の光を、 N 個の波長帯に分けてそれぞれ検出できる。 N 個の波長帯のそれぞれの波長幅は、 λ_1 、 λ_2 、 N に依存するが、例えば、水平走査方向の画素数が 1280 個であれば波長幅は数 nm 程度にできる。

[0026] 光検出部 12 は、一回の撮像処理によって、組織 B T の照明領域 I R に配置されるライン状の部分を撮像する。本実施形態において、ステージ装置 2 は、組織 B T を保持して所定方向に移動可能であり、照明領域 I R と組織 B T との相対位置を可変である。ステージ装置 2 が組織 B T を保持して Y 軸方向に移動することにより、照明領域 I R と組織 B T との相対位置が Y 軸方向において変化し、組織 B T が光源部 10 からの光で走査される。制御装置 4 は、組織 B T を保持したステージ装置 2 を Y 軸方向に移動させながら、撮像装置 3 に撮像処理を繰り返し実行させることで、組織 B T の二次元的な画像を取得できる。

[0027] 制御装置 4 は、画像解析部 7 および記憶部 15 を含む。画像解析部 7 は、撮像装置 3 が撮像したハイパースペクトル画像（複数の試料画像）を使って、生物の組織 B T の光学特性（例、分光特性）を解析する。本実施形態において、制御装置 4 は、撮像装置 3 から取得した試料画像などの各種情報を記憶部 15 に記憶させる。画像解析部 7 は、記憶部 15 から各種情報を読み出し、処理を行う。また、画像解析部 7 は、演算部 20、データ生成部 21、及び第 2 演算部 22 を備える。

[0028] 演算部 20 は、複数の試料画像をもとに所定の波長帯域における組織 B T の光学特性に基づいた試料データを生成する。例えば、所定の波長帯域は、950 nm 以上 1600 nm 以下の波長帯域内に設定される。複数の試料画像は、所定の波長帯域から選ばれる N 個（ N は 2 以上の整数）の波長帯の光

を生物の組織 B T に対して同時に又は順次照射して得られる画像である。複数の試料画像は、撮像装置 3 の撮像結果（検出結果）から得られる。なお、本実施形態において、複数の試料画像を得るために用いる所定の波長帯域は、後述する教師領域と同じ波長帯域である。また、組織 B T から放射される光とは、組織 B T に光を照射して組織 B T を反射又は透過して得られる光、や組織 B T に光を照射して組織 B T から発光される光（例、蛍光、りん光など）を含む。

[0029] 図 2 は、演算部 20 によって生成される試料データを説明するための図である。図 2（A）には、撮像装置 3 の撮像結果から得られるキューブデータの概念図を示し、図 2（B）には、試料画像の 1 画素における各波長に対する画素値の概念図を示した。

[0030] 図 2（A）に示すキューブデータは、 P_i 方向、 P_k 方向、及び λ 方向の 3 方向のそれぞれに対応して画素値が並ぶデータ構造である。 P_i 方向は、ステージ装置 2 上の X 軸方向に対応する方向である。 P_k 方向は、ステージ装置 2 上の Y 軸方向に対応する方向である。 λ 方向は、光検出部 12 の受光面 12 a における P_j 方向に対応する方向である。また、 λ 方向の λ は、波長帯である。

[0031] 上述のように撮像装置 3 は、 P_i 方向および P_j 方向の 2 方向に画素値が並ぶ試料画像を、撮像処理ごとに取得する。制御装置 4 は、撮像装置 3 による試料画像を取得し、試料画像とステージ装置 2 の Y 軸方向の位置とを関連付ける。制御装置 4 は、試料画像の各画素値を、ステージ装置 2 の Y 軸方向の位置に対応する P_k 方向の位置における P_i λ 面上の画素値として格納する。このようにして、図 2（A）に示したようなキューブデータが得られる。

[0032] 図 2（A）のキューブデータにおいて、所定の波長帯における P_i P_k 面の画素値を読み出すと、XY 面上から放射される所定の波長帯の光の光強度の空間分布が得られる。また、 P_i P_k 面において任意に選択される同一画素の、 λ 方向に配列されている画素値を読み出すと、図 2（B）に示すよう

な、各波長に対する画素値の分布（試料における画素値の分布データ、試料の分光スペクトル）が得られる。画素値は波長帯ごとの値であり離散的な分布であるが、図2（B）では離散的な値を平滑線をつないで示した。

[0033] 本実施形態において、撮像装置3の光検出部12は、組織BTで反射散乱した光を検出する。そのため、各波長に対する画素値の分布は、この1つの画素に対応する組織BT上の部分の、波長に対する反射率（光学特性値）の分布に依存する。したがって、例えば、試料データは、所定の波長帯域における組織BTの光学特性に基づいたデータである。また、例えば、試料データは、上述のキューブデータ（例、図2（A））、該キューブデータに基づいて算出される上述の画素値の分布データ（例、図2（B））のうち少なくとも一方を含む。

[0034] データ生成部21は、演算部20が生成した試料データと、教師である物質（構成成分）の教師データとを比較して、組織BTにおける物質（構成成分）の分布を示す分布データ（物質の分布データ、構成成分の分布データ）を生成する。教師である物質（以下、教師物質と略記する）は、例えば水、脂質、タンパク質、血液などから選択される。なお、生体は主に水と脂質で構成されるため、本実施形態の手法を用いて生体の水と脂質のバランスが分かれば、生体病変の判別に役に立つ。

[0035] ここで、例えば教師物質として脂質が選択される場合に、教師データは、所定の波長帯域の光を照射した脂質から放射される光の、所定の波長帯域における波長に対する光強度の分布に基づいた脂質データを含む。この場合に、所定の波長帯域は、例えば、950nm以上1600nm以下から選択される。また、例えば教師物質として水が選択される場合に、教師データは、所定の波長帯域の光が照射されている水から放射される光の、所定の波長帯域における波長に対する光強度の分布に基づいた水データを含む。教師物質として水、脂質、血液（血管）の少なくとも一つが選択される場合に、所定の波長帯域は、950nm以上1300nm以下、又は950nm以上1600nm以下などから選択される。

[0036] 図3は、教師データを説明するための図である。図3は、所定の波長帯域の光が照射されている水（教師物質）から放射される光の、所定の波長帯域における波長に対する光強度の分布（分光スペクトル）を示す分光特性（光学特性）のデータである。本実施形態において、上記の所定の波長帯域は、図3のような水の分光スペクトル（又は分光特性）をもとに選択され、教師領域として設定している。例えば、この教師領域は、近赤外領域（例、700nm以上2500nm以下）から選択され、700nm以上2500nm以下、800nm以上1000nm以下、800nm以上1300nm以下、950nm以上1300nm以下、1050nm以上1350nm以下、1000nm以上1400nm以下、又は950nm以上1600nm以下などに設定している。また、教師データは、所定の波長帯域の教師領域における教師物質の分光スペクトルを示す光学特性に基づいたデータを含む。教師データとしては、試料データと同じ項目の光学特性を含むデータが用いられる。本実施形態において、試料データは、組織BTの波長に対する吸収散乱特性に基づいたデータであり、教師データとして、教師物質の波長に対する吸収散乱特性に基づいたデータが用いられる。

[0037] 本実施形態における教師データは、上述した試料データと同様に、所定の波長帯域の教師領域から選ばれるM個（Mは2以上の整数）の波長帯の光を物質（例、水、脂質など）に対して同時又は順次照射して得られる波長帯ごとの複数の教師画像をもとに生成される。したがって、本実施形態における複数の教師画像は、上述の複数の試料画像と同様に、ハイパースペクトル画像である。例えば、撮像システム1は、組織BTの代わりに教師物質をステージ装置2に配置し、この教師物質に光源部10から所定の波長帯域（教師領域）の赤外光を照射しつつ撮像装置3で撮像した複数の教師画像を用いて、教師データを生成する。演算部20は、例えば、複数の教師画像における同一画素のM個の波長帯における画素値の分布（教師物質における画素値の分布データ、教師物質の分光スペクトル）を得ることができる。したがって、例えば、教師データは、所定の波長帯域における教師物質の分光特性に基

づいたデータである。また、例えば、教師データは、図2（A）の試料のキューブデータのような教師物質のキューブデータ、該キューブデータに基づいて算出される上述の画素値の分布データ（例、図2（B）のような分布データ）のうち少なくとも一方を含む。データ生成部21は、このような教師データと上記の試料データとを比較して、組織BTにおける教師物質を識別する分布データを生成する。なお、本実施形態における教師データは、生物の組織BTの撮影前に予め用意され、記憶部15に記憶されている。また、上述した所定の波長帯域から選ばれるN個の波長帯とM個の波長帯とは、互いに同じ波長帯である。したがって、複数の試料画像に用いられるN個の波長帯は、複数の教師画像に用いられるM個の波長帯と同じ波長帯を有する。この場合、上述した所定の波長帯域から選ばれる波長帯の数であるN個とM個とは、互いに同じ数（ $N=M$ ）である。

[0038] データ生成部21は、試料データと教師データとの類似性（類似度）を示す指標値を算出し、算出した指標値を使って上述した分布データを生成する。試料データと教師データとの類似度を示す指標値を算出する方法は、例えば、マルチレベルスライス法（Parallelepiped Classification）、最短距離法（Minimum Distance Classification）、バイナリエンコーディング法（Binary Encoding Classification）、マハラノビス距離法（Mahalanobis Distance Classification）、最尤法（Maximum Likelihood Classification）、ニューラルネット法（Neural Net Classification）、サポートベクタマシン法（Support Vector Machine Classification）、適応コヒーレンス推定法（Adaptive Coherence Estimator Classification）、スペクトル情報発散法（Spectral Information Divergence Classification）、直交部分空間法（Orthogonal Subspace Projection Classification）、スペクトル相関マップ法（Spectral Correlation Mapper）、主成分分析（Principal Component Analysis；PCA）、独立成分分析（Independent Component Analysis；ICA）、スペクトル角マップ法（Spectral Angle Mapper Classification）などがある。

[0039] 本実施形態における上記の指標値の算出は、一例としてスペクトル角マッ

パ法を用いている。本実施形態において、データ生成部 21 は、スペクトル角マッパ法を用いて、上記した試料データと教師データとをもとに組織 B T における教師物質を識別する分布データを生成する。

[0040] 本実施形態において、データ生成部 21 は、試料データから得られる N 次元空間内のベクタ（試料ベクタ）と、教師データから得られる M 次元空間内のベクタ（教師ベクタ）とのスペクトル角に基づいて、分布データを生成する。ここで、この 2 つのベクタの間の角度はスペクトルの類似性を示し、この角度（スペクトル角）が小さいほど類似性が高い。例えば、試料データから得られる N 次元空間内のベクタは、N 個の波長帯における N 個の試料画像から同一画素における画素値を抽出して波長帯の順に配列した画素値の分布（例、分光スペクトル）を N 次元スペクトル空間内のベクタとして表したものである。例えば、教師データから得られる M 次元空間内のベクタは、M 個の波長帯における M 個の教師画像から同一画素における画素値を抽出して波長帯の順に配列した画素値の分布（例、分光スペクトル）を M 次元スペクトル空間内のベクタとして表したものである。

[0041] 図 4 は、上記のスペクトル角を説明するための図である。図 4（A）には、スペクトル角の概念図を示し、図 4（B）にはスペクトル角の算出式を示す式（1）を示した。本実施形態において、 $N=M$ であり、図 4（A）では $N=M=n\ b$ とした。試料画像において任意に選択される 1 つの画素に着目し、この画素の画素値としてキューブデータ（図 2（A）参照）に含まれる画素値を、波長帯の降順または昇順に配列すると、波長帯の数（N 個）と同じ次元の N 次元空間内のベクタが得られる。例えば、図 4（A）において符号 $V\ t$ は、試料データから得られる N 次元空間内のベクタを示し、第 1 波長帯に対応する画素値 $t\ 1$ 、第 2 波長帯に対応する画素値 $t\ 2$ というように、N 個（ $n\ b$ 個）の画素値を配列したベクタである。教師画像においても同様に、第 1 波長帯に対応する画素値 $r\ 1$ 、第 2 波長帯に対応する画素値 $r\ 2$ というように、N 個（ $n\ b$ 個）の画素値を配列したベクタ $V\ r$ が得られる。

[0042] なお、ベクタ $V\ t$ およびベクタ $V\ r$ は、それぞれ、N 次元空間内のベクタ

であるが、図4（A）には第1波長帯と第2波長帯の2次元平面上への射影を示した。ベクタ V_t 、ベクタ V_r は、2次元空間内のベクタであってもよいし、3次元空間以上のベクタであってもよい。例えば、2次元空間内のベクタを用いる場合、本実施形態における画像解析部7は、所定の波長帯域（教師領域）から特定した第1波長帯の光と第2波長帯の光とを組織B Tに照射して得られる複数（この場合、2つ）の試料画像をもとに上記の試料データを生成し、この試料データから得られる2次元空間内のベクタと、試料データと同様に得られた教師データから得られる2次元空間内のベクタとのスペクトル角に基づいて、分布データを生成する。このように、本実施形態における画像解析部7は、所定の波長帯域（例、教師領域）から特定した少なくとも2つの波長帯（例、2つの赤外光）における試料データ及び教師データを、スペクトル角マップ法（又は後述のユークリッド最短距離法など）を用いて演算して分布データを生成することができる。

[0043] ベクタ V_t は、図2（B）に示した光学特性（分光特性）をベクタで表現したものであり、ベクタ V_r はベクタ V_t と対応する光学特性をベクタで表現したものである。そのため、ベクタ V_t とベクタ V_r とがなす角度（スペクトル角 α ）が小さいほど、組織B Tのうちベクタ V_t で表される部分の光学特性は、教師物質の光学特性と類似していることになる。スペクトル角 α に対して $\cos \alpha$ は、ベクタ V_t とベクタ V_r の内積を、ベクタ V_t の大きさ及びベクタ V_r の大きさで除した値である。そのため、スペクトル角 α は、光検出部12のセンサゲインによる平均輝度の違いの影響を受けにくい。

[0044] データ生成部21は、スペクトル角 α の算出を画像の画素ごとに行う。データ生成部21は、図2（A）に示したキューブデータにおいて $P_i P_k$ 平面上の画素を順に選択し、選択した画素の試料データと教師データとのスペクトル角 α を算出する処理を繰り返し行う。データ生成部21は、各画素に関する演算結果を、画素の位置に関連付けて配列（マッピング）することによって、画像形式の分布データを生成する。

[0045] 例えば、データ生成部21は、試料画像の画素ごとに算出したスペクトル

角 α を階調値に変換し、階調値を画素の位置に応じて配列することによって、教師物質（ターゲット物質）の分布データとしてビットマップデータを生成する。このビットマップデータが示す画像は、例えば、スペクトル角 α が小さい画素を階調値が小さい値（暗表示）で表したルール画像（参照画像）である。このルール画像上の組織B Tにおいて、教師データとの類似度が高い部分は暗く表示され、教師データとの類似度が低い部分は明るく表示される。このようにして、本実施形態における画像解析部7は、撮像した試料画像に対して生成したルール画像を合成処理することによって、組織B Tにおける教師物質を識別できる画像を提供することができる。

[0046] また、データ生成部21は、試料画像の画素ごとに算出したスペクトル角 α が所定の閾値以下である画素を抽出し、スペクトル角 α が閾値以下である画素のグループを示す分布データを生成する。例えば、データ生成部21は、スペクトル角 α が閾値以下である画素の階調値を0とし、スペクトル角 α が閾値より大きい画素の階調値を255として、画素値を二値化する。データ生成部21は、このように二値化した階調値を画素の位置に応じて配列することにより、分布データとして二値化画像（参照画像）のデータを生成する。この二値化画像上の組織B Tにおいて、教師データとの類似度が高い部分は例えば黒表示され、教師データとの類似度が低い部分は例えば白表示される。このようにして、本実施形態における画像解析部7は、撮像した試料画像に対して生成した二値化画像を合成処理することによって、組織B Tにおける教師物質を識別できる画像を提供することができる。

[0047] また、データ生成部21は、複数の教師物質のそれぞれに対して分布データを生成できる。データ生成部21は、教師物質ごとの分布データを記憶部15に記憶させる。例えば、データ生成部21は、水に対応する教師データを使って組織B Tにおける水の分布を示す水分布データを生成する。また、データ生成部21は、脂質に対応する教師データを使って組織B Tにおける脂質の分布を示す脂質分布データを生成する。データ生成部21は、生成した水分布データ、脂質分布データを記憶部15に記憶させる。

[0048] そして、第2演算部22は、データ生成部21が生成した複数の分布データを使って演算する。第2演算部22は、記憶部15に記憶されている分布データを読み出して、演算する。第2演算部22は、例えば、水分布データと脂質分布データとの差分を演算する。本実施形態において、分布データは画像形式であり、第2演算部22は、水分布データが示す水画像と脂質分布データが示す脂質画像とで、互いの画像の同じ位置の画素の画素値の差分を算出し、その差分値を画素の位置に応じて配列することにより差分画像のデータを生成する。差分画像（参照画像）において、脂質の占める割合が高く、かつ水が占める割合が低い部分は、階調値がより低くなる。このように、第2演算部22は、複数の教師物質が選択されている場合に、試料画像における教師物質の占める割合を強調した画像を生成できる。

[0049] なお、演算部20は、上述の分布データが示す分布画像をカラー画像で表すことができる。例えば、演算部20は、水画像において水の占める割合が高い部分の階調値を緑の階調値とした画像データを生成可能である。また、演算部20は、脂質画像において、脂質が占める割合が高い部分の階調値を赤の階調値とした画像データを生成可能である。

[0050] また、第2演算部22は、上述の差分画像において、脂質に対して水の占める割合が多い部分と、水に対して脂質の占める割合が多い部分とを異なる色で表したカラー画像を生成することもできる。このように、教師物質の種類によって異なる色の分布で表すことによって、教師物質の分布を見やすくすることができる。参照画像の色は、例えば設定情報として記憶部15に記憶されている。設定情報は、入力装置5を使って変更可能である。

[0051] また、第2演算部22は、分布画像と差分画像とのうち少なくとも一方を組織BTの試料画像に重ねたオーバーレイ画像のデータを生成可能である。試料画像のデータは、例えば、図2（A）に示したキューブデータから、任意に選択される波長におけるP i P k面のデータを抽出することで得られる。また、試料画像のデータは、組織BTを可視光カメラで撮像した可視画像のデータであってもよい。このような可視画像に分布画像などの参照画像を

重ねた画像を生成することにより、教師物質が組織ＢＴ上のどの部分に分布しているか見やすくなる。

[0052] 次に、上述のような撮像システム１の動作に基づき、本実施形態に係る画像解析方法を説明する。図５は、撮像システム１の動作の一例を示すフローチャートである。

[0053] 本実施形態において、最初に、制御装置４は、教師データを生成するか否かを判定する（ステップＳ１）。例えば、制御装置４は、図１の表示装置６に教師データを生成するか否かの指令を求める情報を表示する。そして、入力装置５は、教師データを生成するか否かの指令を受け付けて、制御装置４へ該指令の信号を送信する。制御装置４は、教師データの生成を指令する信号を受信した場合（ステップＳ１；Ｙｅｓ）に、教師データを生成するシーケンス（ステップＳ２、ステップＳ３）を開始する。

[0054] 次に、教師データを生成するシーケンスにおいて、ステージ装置２には教師物質が配置される。ステップＳ２において、制御装置４は、光源部１０により教師物質に所定の波長帯域の赤外光を照射させる。また、制御装置４は、ステージ装置２を光源部１０に対して相対移動させながら、赤外光が照射されている教師物質を撮像する。撮像装置３は、教師物質から放射される光を、Ｎ個の波長帯に分けて検出する。ステップＳ３において、制御装置４は、同じ波長帯の光を検出した教師画像の複数の画素の画素値に統計的処理を行うことによって、この波長帯における画素値の代表値を算出する。制御装置４は、所定の波長帯域に含まれるＮ個の波長帯のそれぞれに対して、上述の代表値を算出することによって、教師データとして画素ごとにＮ次元空間内のベクタを算出する。なお、制御装置４は、ステップＳ１において教師データを生成しない指令の信号を受信した場合（ステップＳ１；Ｎｏ）、記憶部１５に予め記憶されている教師データを記憶部１５から読み出す（ステップＳ４）。例えば、既に教師データが生成されていて該教師データを利用する場合には、ステップＳ１において新規な教師データは生成されない。

[0055] 制御装置４は、教師データを生成または読み出すことにより取得した後に

、試料データを生成するシーケンス（ステップS 5、ステップS 6）を開始する。試料データを生成するシーケンスにおいて、ステージ装置2には生物の組織B Tが配置される。ステップS 5において、制御装置4は、光源部10により組織B Tに所定の波長帯域の赤外光を照射させる。また、制御装置4は、ステージ装置2を光源部10に対して相対移動させながら、赤外光が照射されている組織B Tを撮像する。撮像装置3は、組織B Tの各部分から放射される光を、N個の波長帯に分けて検出する。

[0056] 複数の試料画像（N個の試料画像）の撮像が終了した後のステップS 6において、画像解析部7の演算部20は、試料データを生成する。演算部20は、複数の試料画像のそれぞれと、各試料画像が撮像された際のステージ装置2のY軸方向の位置とを関連付けることにより、試料データとして図2（A）に示したキューブデータを生成する。演算部20は、生成したキューブデータを記憶部15に記憶させる。

[0057] 試料データの生成が終了した後のステップS 7において、画像解析部7のデータ生成部21は、試料データと教師データとを比較する。図6は、スペクトル角マップ法を用いた、試料データと教師データとの比較処理の一例を示すフローチャートである。この比較処理において、データ生成部21は、試料データのうち比較対象の画素を設定する（ステップS 11）。比較対象の画素は、例えば、図2に示したキューブデータにおいてP i P k平面上の端の画素から順に選択される。

[0058] データ生成部21は、図6のステップS 12において、比較データのうち比較対象の画素のN個の波長帯ごとの画素値を、記憶部15から読み出す。また、データ生成部21は、教師データのN個の波長帯ごとの光学特性値を、記憶部15から読み出す。データ生成部21は、読み出した比較データと教師データとを使って、図4（B）に示した式（1）に従って演算し、教師データと比較対象の画素の比較データとのスペクトル角 α を算出する。

[0059] 本実施形態において、データ生成部21は、二値化画像のデータ（以下、二値化データという）を生成するか否かを判定する（ステップS 13）。例

例えば、二値化データを生成するか否かを示す設定情報は、図 1 に示した記憶部 15 に記憶されている。データ生成部 21 は、記憶部 15 に記憶されている設定情報を使って、ステップ S 13 の判定を行う。設定情報には、例えば二値化データを生成することがデフォルトで定められているが、ユーザーは、二値化データを生成しないように設定変更することが可能である。図 1 に示した入力装置 6 は、ステップ S 13 の処理よりも前に、又はステップ S 13 の処理の際に、二値化データを生成するか否かを選択する入力を受け付ける。データ生成部 21 は、この入力に基づいて、ステップ S 13 の判定を行ってもよい。

[0060] データ生成部 21 は、二値化データを生成すると判定した場合（ステップ S 13 ; Y e s）、スペクトル角 α が閾値以下である画素を抽出する。データ生成部 21 は、ステップ S 14 において、スペクトル角 α が閾値以下であるか否かを判定する。データ生成部 21 は、スペクトル角 α が閾値以下である場合（ステップ S 14 ; Y e s）、この比較対象の画素の座標を記憶部 15 に格納する（ステップ S 15）。データ生成部 21 は、ステップ S 13 において二値化データを生成しないと判定した場合（ステップ S 13 ; N o）、又はステップ S 14 においてスペクトル角 α が閾値未満であると判定した場合（ステップ S 14 ; N o）、次に説明するステップ S 16 の処理を開始する。

[0061] 本実施形態において、データ生成部 21 は、階調画像のデータを生成するか否かを判定する（ステップ S 16）。ここでは、階調画像は 3 以上の階調を含む多階調画像であり、階調画像は例えば多色化されている。なお、階調画像のデータは、適宜、多階調データという。例えば、多階調データを生成するか否かを示す設定情報は、図 1 に示した記憶部 15 に記憶されており、データ生成部 21 は、記憶部 15 に記憶されている設定情報を使って、ステップ S 16 の判定を行う。設定情報には、例えば多階調データを生成することがデフォルトで定められているが、ユーザーは、多階調データを生成しないように設定変更することが可能である。図 1 に示した入力装置 6 は、ステ

ップS 1 6の処理よりも前に、又はステップS 1 6の処理の際に、多階調データを生成するか否かを選択する入力を受け付ける。データ生成部2 1は、この入力に基づいて、ステップS 1 6の判定を行ってもよい。

[0062] データ生成部2 1は、多階調データを生成すると判定した場合（ステップS 1 6 ; Y e s）、ステップS 1 2での演算結果であるスペクトル角 α を階調値に変換する（ステップS 1 7）。例えば、データ生成部2 1は、スペクトル角 α に換算係数を乗算し、その乗算値を整数に丸めることにより、スペクトル角 α に対応する階調値を算出する。この場合には、階調値は、スペクトル角 α とほぼ線形な関係になる。データ生成部2 1は、スペクトル角 α と階調値とが非線形な関係になるように、スペクトル角 α を階調値に変換してもよい。データ生成部2 1は、算出した階調値を比較対象の画素の座標と関連付けて、記憶部1 5に格納する（ステップS 1 8）。

[0063] データ生成部2 1は、ステップS 1 6において多階調データを生成しないと判定した場合（ステップS 1 6 ; N o）、またはステップS 1 8の処理後に、次の画素に対する比較処理を行うか否かの判定を行う（ステップS 1 9）。データ生成部2 1は、次の比較対象の画素がある場合（ステップS 1 9 ; Y e s）に、ステップS 1 1に戻り、比較対象の画素として次の画素を設定し、ステップS 1 1からステップS 1 9までの処理を繰り返す。データ生成部2 1は、次の比較対象の画素がない場合（ステップS 1 9 ; N o）に、比較処理を終了する。

[0064] データ生成部2 1は、ステップS 1 1からステップS 1 9の処理を繰り返すことによって、図5のステップS 7の比較処理を行う。データ生成部2 1は、比較処理の終了後に、分布データを生成する（ステップS 8）。データ生成部2 1は、二値化データを生成すると設定されている場合に、ステップS 8において、図6のステップS 1 5において記憶部1 5に格納した画素の位置を読み出す。データ生成部2 1は、スペクトル角 α が閾値以上である画素の階調値を0とし、スペクトル角 α が閾値より大きい画素の階調値を2 5 5とし、分布データとして二値化画像のデータを生成する（ステップS 9）。

。また、データ生成部 2 1 は、多階調データを生成すると設定されている場合に、ステップ S 9 において、図 6 のステップ S 1 8 において記憶部 1 5 に格納した画素の位置とその階調値を読み出し、階調値を画素の位置に応じて配置することによりルール画像のデータを生成する。

[0065] なお、第 2 演算部 2 2 は、例えば操作者の指令などに応じて、データ生成部 2 1 が生成した分布データを使って演算する。図 7 は、第 2 演算部 2 2 が実行する処理の一例を示すフローチャートである。第 2 演算部 2 2 は、ステップ S 2 1 において、記憶部 1 5 から水の分布データを読み出す。また、第 2 演算部 2 2 は、ステップ S 2 2 において、記憶部 1 5 から脂質の分布データを読み出す。なお、分布データを読み出す順番は、適宜変更でき、脂質の分布データを水の分布データよりも先に読み出してもよい。第 2 演算部 2 2 は、ステップ S 2 3 において、読み出した水の分布データと脂質の分布データとで差分を演算する。第 2 演算部 2 2 は、ステップ S 2 4 において、差分画像をカラー画像で表したカラー画像データを生成する。例えば、第 2 演算部 2 2 は、脂質の占める割合が水の占める割合よりも大きい部分と、水の占める割合が脂質の占める割合よりも大きい部分とで色を異ならせる。

[0066] 図 8 は、上述したスペクトル角マップ法を用いて画像解析部 7 により生成される画像の例を示す図である。図 8 (A) は組織 B T の元画像（試料画像）であり、図 8 (B) は、水を教師物質に選択した場合の二値化画像を、元画像に重ねた画像である。図 8 (B) において、矢印で示す部分は、二値化により抽出された一部分であり、水の占める割合が多い部分である。図 8 (C) は、水を教師物質に選択した場合のルール画像を、元画像に重ねた画像である。図 8 (C) において、矢印で示す部分は、元画像と比較して暗くなっており、水の占める割合が多いことが分かる。また、図 8 (C) において組織 B T の外部は明るくなっており、組織 B T を外部と区別することが容易である。図 8 (D) は、脂質を教師物質に選択した場合の二値化画像を、元画像に重ねた画像である。図 8 (D) において、矢印で示す部分は、二値化により抽出された一部分であり、脂質の占める割合が多い部分である。図 8

(E)は、脂質を教師物質に選択した場合のルール画像を、元画像に重ねた画像である。図8(E)において、矢印で示す部分は、元画像と比較して暗くなっており、脂質の占める割合が多いことが分かる。また、図8(E)においても水のルール画像と同様に、組織B Tを外部と区別することが容易である。図8(F)は、水を教師物質に選択した場合のルール画像と、脂質を教師画像に選択した場合のルール画像との差分画像である。図8(F)において、水が多い部分であるほど明るくなっており、脂質が多い部分であるほど暗くなっている。図8(G)は、実際には図8(F)の差分画像をカラーで表した画像である。これら画像における教師物質の分布は、病理診断の結果とよく一致しており、画像解析部7によれば、教師物質の分布を画像によって精度よく分析できることが確認された。

[0067] 本実施形態において、制御装置4は、CPUおよびメモリを有するコンピュータを含む。制御装置4において、コンピュータは、画像解析プログラムに従って各種の処理を実行する。このプログラムは、コンピュータに、例えば所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる前記波長帯ごとの複数の試料画像をもとに前記所定の波長帯域における前記組織の光学特性を含む試料データを生成することと、前記試料データと教師である物質の教師データとを比較して、前記組織における前記物質の分布を示す分布データを生成することと、を実行させる。このプログラムは、光ディスクやCD-ROM、USBメモリ、SDカード等の、コンピュータで読み取り可能な記憶媒体に格納されて提供されてもよい。

[0068] 以上のように、本実施形態に係る画像解析部7は、950nm以上1600nm以下の波長帯域における組織B Tの光学特性を含む試料データと教師データとを比較して、組織B Tにおける教師物質の分布データを生成するので、生物の組織B Tにおける教師物質の分布を精度よく分析できる。

[0069] なお、以上の説明においては、試料データと教師データとの類似度を、スペクトル角 α を使って求めているが、他の指標値を使って求めることもでき

る。次に、他のアルゴリズムによって試料データと教師データとの類似度を求める変形例を説明する。

[0070] 図9は、変形例に係る画像解析部7の動作を示すフローチャートである。図10は、距離 d の算出に使われる式(2)を示す図である。ここでは、ユークリッド最短距離法を用いた、画像解析部7のデータ生成部21が実行する比較処理について説明する。データ生成部21は、ステップS41において、比較データのうち教師データと比較する比較対象の画素を設定する。データ生成部21は、ステップS42において、比較対象の画素の比較データを記憶部15から読み出し、図10に示す式(2)に従って距離 d を算出する。式(2)において、 x_{ik} は比較データのうち第 k 波長帯の画素値である。つまり、 x_{ik} は、図4(A)に示したベクタ V_t の t_{nb} に相当する。また、 x_{jk} は、教師データのうち第 k 波長帯の光学特性値である。すなわち、 x_{jk} は、図4(A)に示したベクタ V_r の r_{nb} に相当する。 p は、波長帯の数であり、図4(A)における nb に相当する。試料データは、式(2)により算出される距離 d が小さいほど、教師データに類似している。

[0071] データ生成部21は、ステップS43において、ステップS42で算出した距離 d を階調値に変換する。データ生成部21は、例えば距離 d に換算定数を乗算し、その乗算値を丸めることで階調値を算出する。データ生成部21は、ステップS44において、ステップS43で算出した階調値と比較対象の画素の座標とを関連付けて、記憶部15に格納する。データ生成部21は、ステップS45において、次の比較対象の画素があるか否かを判定する。データ生成部21は、ステップS45において次の比較対象の画素があると判定した場合(ステップS45; Yes)、ステップS41に戻り、ステップS46までの処理を繰り返す。データ生成部21は、ステップS45において次の比較対象の画素がないと判定した場合(ステップS45; No)、比較処理を終了する。

[0072] 図11は、本変形例に係る画像解析部7により生成される画像の例を示す図である。図11(A)は組織BTの元画像であり、図8(A)と同じであ

る。図 1 1 (B) は、水を教師物質に選択した場合のルール画像を、元画像に重ねた画像である。図 1 1 (C) は、脂質を教師物質に選択した場合のルール画像を、元画像に重ねた画像である。図 1 1 (D) は、水を教師物質に選択した場合のルール画像と、脂質を教師画像に選択した場合のルール画像との差分画像である。図 1 1 (E) は、実際には図 1 1 (D) の差分画像をカラーで表した画像である。画像解析部 7 によれば、教師物質の分布を画像によって精度よく分析できることが確認された。

[0073] 本変形例に係る画像解析部 7 は、950nm 以上 1600nm 以下の波長帯域における組織 B T の光学特性を含む試料データと教師データとを比較して、組織 B T における教師物質の分布データを生成するので、生物の組織 B T における教師物質の分布を精度よく分析できる。

[0074] なお、上述の実施形態において、画像解析装置は、制御装置 4 に組み込まれた画像解析部 7 であるが、制御装置と別の装置であってもよい。また、画像解析部 7 は、撮像装置 3 とは別の装置により取得された試料データを使って、分布データを生成してもよい。

[0075] なお、光検出部 1 2 において Y 軸方向に並ぶ画素の数が L 個である場合に、光検出部 1 2 は、組織 B T から放射される光を L 個の波長帯に分けて検出できる。画像解析部 7 は、この L 個の波長帯ごとの検出結果のうち、少なくとも 2 個の波長帯の検出結果を使えばよく、1 個以上の波長帯の検出結果を使わなくてもよい。また、光検出部 1 2 において Y 軸方向に並ぶ 2 以上の画素による検出結果の平均値を用いて、これら 2 以上の画素に入射する光の波長帯の光強度を画像解析に使ってもよい。

[0076] なお、上述の実施形態において、撮像装置 3 は、組織 B T で反射散乱された光を検出しているが、組織 B T を透過して組織 B T から放射された光を検出してもよい。この場合に、試料データは、組織 B T の透過率（光学特性値）に応じた値になる。そのため、教師データとしては、教師物質の透過率に関するデータを用いるとよい。例えば、撮像装置 3 を使って、教師物質を透過して放射される光を検出し、その検出結果を使って、教師データを作成し

てもよい。

[0077] また、上述の実施形態において、撮像装置 3 は、組織 B T から放射される光を分光し、ハイパースペクトル画像を取得するが、他の構成もとリエる。例えば、撮像装置 3 は、光源部から射出する光の波長帯域を切り替えながらデータ（例、試料データや教師データ）を取得する構成であっても良い。また、本実施形態におけるハイパースペクトル画像の取得方式は、空間走査方式、スペクトル走査方式、フーリエ変換方式、又は干渉フィルタ方式などである。図 1 2（A）および図 1 2（B）は、それぞれ、撮像装置 3 の他の構成を示す図である。なお、制御装置 4 は上述した構成と同様であるので、画像解析部 7 は取得した試料画像をもとに上述した比較処理を用いて分布データを生成することができる。

[0078] 図 1 2（A）に示す撮像装置 3 は、光源部 1 0、フィルタ 2 5、及び光検出部 1 2 を備える。光源部 1 0 は、所定の波長帯域に応じた広い波長帯域にわたる赤外光を射出する。フィルタ 2 5 は、光源部 1 0 と光検出部 1 2 との間の光路に配置される。例えば、フィルタ 2 5 は、光源部 1 0 と組織 B T との間の光路と、組織 B T と光検出部 1 2 との間の光路の少なくとも一方に設けられる。フィルタ 2 5 は、複数のフィルタ部を含み、複数のフィルタ部は、透過する赤外光の波長が互いに異なる。フィルタ 2 5 は、図示しない駆動部によって駆動され、複数のフィルタ部のうち光源部 1 0 と光検出部 1 2 との間に配置されるフィルタ部を切り替えることができる。

[0079] 制御装置 4 は、フィルタ 2 5 の駆動部を制御し、光源部 1 0 と光検出部 1 2 との間の光路に配置されるフィルタ部を切り替えることにより、光検出部 1 2 に入射する赤外光の波長を制御する。例えば、制御装置 4 は、光源部 1 0 と光検出部 1 2 との間の光路に、第 1 波長帯の赤外光が透過する第 1 のフィルタ部を配置する。制御装置 4 は、組織 B T から放射された第 1 波長帯の赤外光が光検出部に入射している間に、光検出部 1 2 に撮像させる。制御装置 4 は、光検出部 1 2 の撮像結果から、組織 B T から放射された第 1 波長帯の赤外光の光強度の空間分布を取得する。同様に、制御装置 4 は、光源部 1

0と光検出部12との間の光路に、第2波長帯の赤外光が透過する第1のフィルタ部を配置し、組織BTから放射された第1波長帯の赤外光の光強度の空間分布を取得する。このようにして、制御装置4は、N個の波長帯における試料データを生成できる。

[0080] 図12(B)に示す撮像装置3は、光源部10、及び光検出部12を備える。光源部10は、第1の波長帯の赤外光を射出する光源10a、第2の波長帯の赤外光を射出する光源10b、及び第3の波長帯の赤外光を射出する光源10cを含む。制御装置4は、光源10a、光源10b、及び光源10cのそれぞれの点灯あるいは消灯を制御する。制御装置4は、光源10aを点灯状態にしつつ、光源10bおよび光源10cを消灯状態にする。これにより、光源部10から第1の波長帯の赤外光が射出され、光検出部12に、組織BTから放射された第1の波長帯の赤外光が入射する。制御装置4は、光源10a、光源10b、及び光源10cのうち点灯状態の光源を切り替えながら、光検出部12に撮像させる。このようにして、制御装置4は、N個の波長帯における試料データを生成できる。

[0081] なお、上述の実施形態に係る撮像システム1は、撮像装置3を使って教師データを生成しているが、撮像装置3を使って教師データを生成しなくてもよい。例えば、教師データは、予め生成され記憶部15に記憶されており、データ生成部21は、教師データを記憶部15から読み出して、分布データを生成してもよい。記憶部15に記憶される教師データは、撮像装置3を使って生成されたものであってもよいし、撮像装置3以外の装置を使って生成されたものであってもよい。また、教師データは、書籍に記されたデータ、記録媒体に記録されているデータ、外部のデータベースに格納されているデータのうち利用可能なものを、記憶部15に記憶させたものであってもよい。

[0082] また、本実施形態において、N個の波長帯におけるNは2以上の整数であり、M個の波長帯のMは2以上の整数であり、そしてNとMとは等しい数（ $N=M$ ）である。しかしながら、教師データが予め与えられている場合など

には、MがNと異なる場合がある。また、教師データに含まれる波長帯と、試料データに含まれる波長帯とがずれている場合がある。例えば、教師データと試料データの一方のデータに第1波長帯における光学特性値が含まれており、他方のデータに第1波長帯における光学特性値が含まれていない場合がある。このように対になるデータの一方が不足している場合に、データ生成部21は、不足しているデータを算出することもできる。また、データ生成部21は、第1波長帯のデータを除いて、類似性を示す指標値（類似度、スペクトル角）を算出することもできる。このように、データ生成部21は、試料データの次元と教師データの次元を揃えて、類似性を示す指標値を算出する。

[0083] なお、上述の実施形態においては、ステージ装置2は、Y軸方向に移動するが、X軸方向とZ軸方向の少なくとも一方（例、X軸方向）に移動してもよい。また、ステージ装置2は、X軸方向の周り、Y軸方向の周り、及びZ軸方向の周りの少なくとも1方向に回転可能であってもよい。また、上述の実施形態においては、ステージ装置2の移動にともなって、光源部10からの赤外光で組織BTが走査されるが、光源部10の移動によって赤外光で組織BTを走査してもよい。また、撮像システム1は、ステージ装置2を備えていなくてもよい。

[0084] なお、上述の実施形態において、画像解析部7は、撮像装置3による撮像画像のデータ（ローデータ）を直接的に使って分布データを生成するが、補正された撮像画像のデータを使って分布データを生成してもよい。図13は、本実施形態に係る補正の一例を示すフローチャートである。ここでは、例えば白板などの参照部材（リファレンス）の表面で反射した光の光強度を使って、サンプル（例、組織、教師物質）の表面で反射した光の光強度を正規化（標準化）する。

[0085] 図13のステップS31において、制御装置4は、光源部10により参照部材に所定の波長帯域の赤外光を照射させる。また、制御装置4は、ステージ装置2を光源部10に対して相対移動させながら、赤外光が照射されてい

る参照部材を撮像装置 3 により撮像させる。次に、ステップ S 3 2 において、制御装置 4 は、光源部 1 0 により教師物質に所定の波長帯域（例、参照部材に照射する光の波長帯域と同じ帯域）の赤外光を照射させ、ステージ装置 2 を光源部 1 0 に対して相対移動させながら、参照部材を撮像装置 3 により撮像させる。次に、ステップ S 3 3 において、制御装置 4 は、光源部 1 0 により試料に所定の波長帯域の赤外光を照射させ、ステージ装置 2 を光源部 1 0 に対して相対移動させながら、試料を撮像装置 3 により撮像させる。なお、ステップ S 3 1 からステップ S 3 3 の処理の順番は、適宜変更できる。

[0086] 制御装置 4 は、ステップ S 3 1 の処理およびステップ S 3 2 の処理が終了した後に、参照部材の撮像結果を使って、試料画像の撮像結果を正規化する（ステップ S 3 4）。ここで、所定の波長帯域における各波長 λ に対して、参照部材から放射される光の光強度を $I_0(\lambda)$ で表し、教師物質から放射される光の光強度を $I_1(\lambda)$ で表す。制御装置 4 は、 $I_1(\lambda)$ を $I_0(\lambda)$ で除算した値（ $I_1(\lambda) / I_0(\lambda)$ ）を第 1 補正值 $R_1(\lambda)$ として算出する。

[0087] 制御装置 4 は、ステップ S 3 1 の処理およびステップ S 3 3 の処理が終了した後に、参照部材の撮像結果を使って、試料の撮像結果を正規化する（ステップ S 3 5）。ここで、所定の波長帯域における各波長 λ に対して、試料から放射される光の光強度を $I_2(\lambda)$ で表す。制御装置 4 は、 $I_2(\lambda)$ を $I_0(\lambda)$ で除算した値（ $I_2(\lambda) / I_0(\lambda)$ ）を第 2 補正值 $R_2(\lambda)$ として算出する。

[0088] 画像解析部 7 は、第 1 補正值 $R_1(\lambda)$ を補正された教師データとして利用し、第 1 補正值 $R_2(\lambda)$ を補正された試料データとして利用することにより、図 5 に示したように分布データを生成する。なお、ステップ S 3 4 の処理とステップ S 3 5 の処理の順番は、適宜変更可能であり、ステップ S 3 5 の処理をステップ S 3 4 の処理よりも前に行ってもよい。また、補正処理の少なくとも一部は、画像解析部 7 が行ってもよいし、他の演算部などが行ってもよい。

[0089] [手術支援システム]

次に、手術支援システム（医療支援システム）について説明する。図 1 4 は、手術支援システム S Y S の一例を示す図である。この手術支援システム S Y S は、上述の実施形態で説明した画像解析部 7 を利用したマンモトームである。手術支援システム S Y S は、照明ユニット 7 0 および赤外カメラ 7 1 を備える。照明ユニット 7 0 は、乳房などの組織に検出光を照射する照射部である。赤外カメラ 7 1 は、組織から放射される光を検出する光検出部である。画像解析部（画像解析装置）は、赤外カメラ 7 1 の検出結果をもとに試料データを生成し、試料データと教師データとを比較して教師物質の分布データを生成する。

[0090] また、手術支援システム S Y S は、ベッド 7 4 と、透明プラスチック板 7 5 と、穿孔針 7 6 とを備える。ベッド 7 4 は、被検者をうつ伏せで横臥させるものである。ベッド 7 4 は、被写体である被検者の乳房 B T 3（組織）を下方に露出させるための開口部 7 4 a を有する。透明プラスチック板 7 5 は、乳房 B T 3 を両側から挟んで平板状に変形させるのに用いられる。穿孔針 7 6 は、組織に対する処理が可能な操作デバイスである。穿孔針 7 6 は、コアニードル生検において乳房 B T 3 に挿入され、検体を採取する。

[0091] 図 1 4 に示すように、乳房 B T 3 を透明プラスチック板 7 5 で両側から押し付けて平板状に変形させ、この状態で照明ユニット 7 0 から所定の波長帯の赤外光を出射させて赤外カメラ 7 1 により撮像する。これにより、赤外カメラ 7 1 は、照明ユニット 7 0 からの反射赤外光によって乳房 B T 3 の画像を取得する。

[0092] ところで、一般的なコアニードル生検では、超音波エコーを用いて針の深さを計測しながら穿孔針（コアニードル）を挿入する。乳房は、一般的に脂質が多い組織を含むが、乳癌が発生していると、乳癌の部分は、他の部分と水の量が異なる場合がある。

[0093] 手術支援システム S Y S は、本実施形態の画像解析装置によって生成された乳房 B T 3 における教師物質の分布を表示しながら、穿孔針 7 6 を乳房 B

T 3 に挿入して組織を採取できる。例えば、オペレータは、画像解析装置が生成した分布画像を観察しながら、乳房 B T 3 のうち水の量が他の部分と異なる部分に穿孔針 7 6 を挿入することができる。このような手術支援システム S Y S は、組織における教師物質の分布を精度よく分析しながら、検体の採取が可能になる。また、X 線被曝の影響の無い赤外光による撮像は、妊娠の有無にかかわらず産婦人科において日常的に適用できる。このように、例えば、手術支援システム S Y S は、画像解析部 7 を有する撮像システム 1 と、穿孔針 7 6 のような操作デバイスと、を備える。

[0094] 次に、手術支援システム S Y S の他の例について説明する。本実施形態における他の手術支援システム S Y S は、開腹手術などに利用される。手術支援システム S Y S は、上述した本実施形態における撮像システム 1 と、該撮像システム 1（又は画像解析部 7）によって得られた、処置の対象である組織 B T に関する画像が表示部に表示されている状態において、組織 B T に対する処理が可能な操作デバイス（不図示）と、を備える。操作デバイスは、例えば、採血デバイス、止血デバイス、内視鏡器具などを有する腹腔鏡デバイス、切開デバイス、及び開腹デバイスなどの少なくとも一つを含む。ところで、手術治療の侵襲性や効率は、切開・止血に随伴する損傷・焼灼の範囲と強度で決定される。手術支援システム S Y S は、組織に関する情報を示す画像を表示部に表示するので、がん等の病変部の他、神経、脾臓などの臓器、脂質組織、などを視認しやすくなり、手術治療の侵襲性を低減することや、手術治療の効率を高めることができる。

[0095] なお、本発明の技術範囲は、上記の実施形態あるいは変形例に限定されるものではない。例えば、上記の実施形態あるいは変形例で説明した要件の 1 つ以上は、省略されることがある。また、上記の実施形態あるいは変形例で説明した要件は、適宜組み合わせることができる。

符号の説明

[0096] 1 撮像システム、 3 撮像装置、 7 画像解析部、 20 演算部、 21 データ生成部

2 2 第2演算部

請求の範囲

- [請求項1] 所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料画像をもとに前記所定の波長帯域における前記組織の試料データを生成する演算部と、
- 前記試料データと教師である物質の教師データとを比較して、前記組織における前記物質の分布を示す分布データを生成するデータ生成部と、を備える画像解析装置。
- [請求項2] 前記演算部は、前記複数の試料画像における同一画素で得られる、前記N個の波長帯における前記試料データを生成する、請求項1に記載の画像解析装置。
- [請求項3] 前記教師データは、前記所定の波長帯域から選ばれるM個の波長帯の光を前記物質に対して照射して得られる複数の教師画像をもとに生成され、前記所定の波長帯域における前記物質のデータであり、
- 前記データ生成部は、前記試料データと、前記複数の教師画像における同一画素で得られる、前記M個の波長帯における前記教師データとを比較して、前記分布データを生成する、請求項2に記載の画像解析装置。
- [請求項4] 前記データ生成部は、前記試料データから得られるN次元空間内のベクタと前記教師データから得られるM次元空間内のベクタとのスペクトル角に基づいて、前記分布データを生成する、請求項3に記載の画像解析装置。
- [請求項5] 前記データ生成部は、スペクトル角マップ法を用いて前記試料データと前記教師データとを演算することによって前記分布データを生成する、
- 請求項1から請求項4のいずれか一項に記載の画像解析装置。
- [請求項6] 前記所定の波長帯域は、前記教師である物質の分光スペクトルに基づいて選択されている、請求項1から請求項5のいずれか一項に記載

の画像解析装置。

- [請求項7] 前記教師である物質は、水、脂質のうち少なくとも一方を含む、請求項1から請求項6のいずれか一項に記載の画像解析装置。
- [請求項8] 前記所定の波長帯域は、950nm以上1300nm以下の範囲から選択される、請求項7に記載の画像解析装置。
- [請求項9] 前記N個の波長帯におけるNは、2以上の整数である、請求項1から請求項8のいずれか一項に記載の画像解析装置。
- [請求項10] 前記データ生成部は、階調化した前記分布データを生成する、請求項1から請求項9のいずれか一項に記載の画像解析装置。
- [請求項11] 前記データ生成部は、二値化した前記分布データを生成する、請求項1から請求項10のいずれか一項に記載の画像解析装置。
- [請求項12] 前記データ生成部は、教師である第1物質に対応する前記教師データを使って前記分布データとして前記組織における前記第1物質の分布を示す第1分布データを生成し、教師である第2物質に対応する前記教師データを使って前記分布データとして前記組織における前記第2物質の分布を示す第2分布データを生成する、請求項1から請求項11のいずれか一項に記載の画像解析装置。
- [請求項13] 前記第1分布データおよび前記2分布データを使って演算する第2演算部を備える、請求項12に記載の画像解析装置。
- [請求項14] 請求項1から請求項13のいずれか一項に記載の画像解析装置と、前記組織における前記複数の試料画像を取得する撮像部と、を備える撮像システム。
- [請求項15] 前記データ生成部が生成した前記分布データを用いて画像を表示する表示部を備える、請求項14に記載の撮像システム。
- [請求項16] 所定の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の赤外光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料情報をもとに前記所定の波長帯域における前記組織の試料データを生成する演算部と、
前記試料データと教師である物質の教師データとを比較して、前記

組織における前記物質の分布を示す分布データを生成するデータ生成部と、を備え、
前記所定の波長帯域は、前記教師の教師領域として700nm以上2500nm以下の波長帯域から設定される、
画像解析装置。

[請求項17] 前記教師である物質は、水、又は脂質から選択される、請求項16に記載の画像解析装置。

[請求項18] 前記教師領域は、800nm以上1000nm以下、800nm以上1300nm以下、950nm以上1300nm以下、1050nm以上1350nm以下、1000nm以上1400nm以下、又は950nm以上1600nm以下の波長帯域から設定される、請求項16又は請求項17に記載の画像解析装置。

[請求項19] 請求項16から請求項18のいずれか一項に記載の画像解析装置と、
前記組織における前記複数の試料情報を取得する撮像部と、
を備える撮像システム。

[請求項20] 請求項14又は請求項19に記載の撮像システムと、
前記組織に対する処理が可能な操作デバイスと、
を備える手術支援システム。

[請求項21] 所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料画像をもとに前記所定の波長帯域における前記組織の試料データを生成することと、
前記試料データと教師である物質の教師データとを比較して、前記組織における前記物質の分布を示す分布データを生成することと、を含む画像解析方法。

[請求項22] 所定の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の赤外光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料情報をもとに前記所定の波長帯域

における前記組織の試料データを生成することと、

前記試料データと教師である物質の教師データとを比較して、前記組織における前記物質の分布を示す分布データを生成することと、を含み、

前記所定の波長帯域は、前記教師の教師領域として700nm以上2500nm以下の波長帯域から設定される、

画像解析方法。

[請求項23]

コンピュータに、

所定の波長帯域として950nm以上1600nm以下の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料画像をもとに前記所定の波長帯域における前記組織の試料データを生成することと、

前記試料データと教師である物質の教師データとを比較して、前記組織における前記物質の分布を示す分布データを生成することと、を実行させる画像解析プログラム。

[請求項24]

コンピュータに、

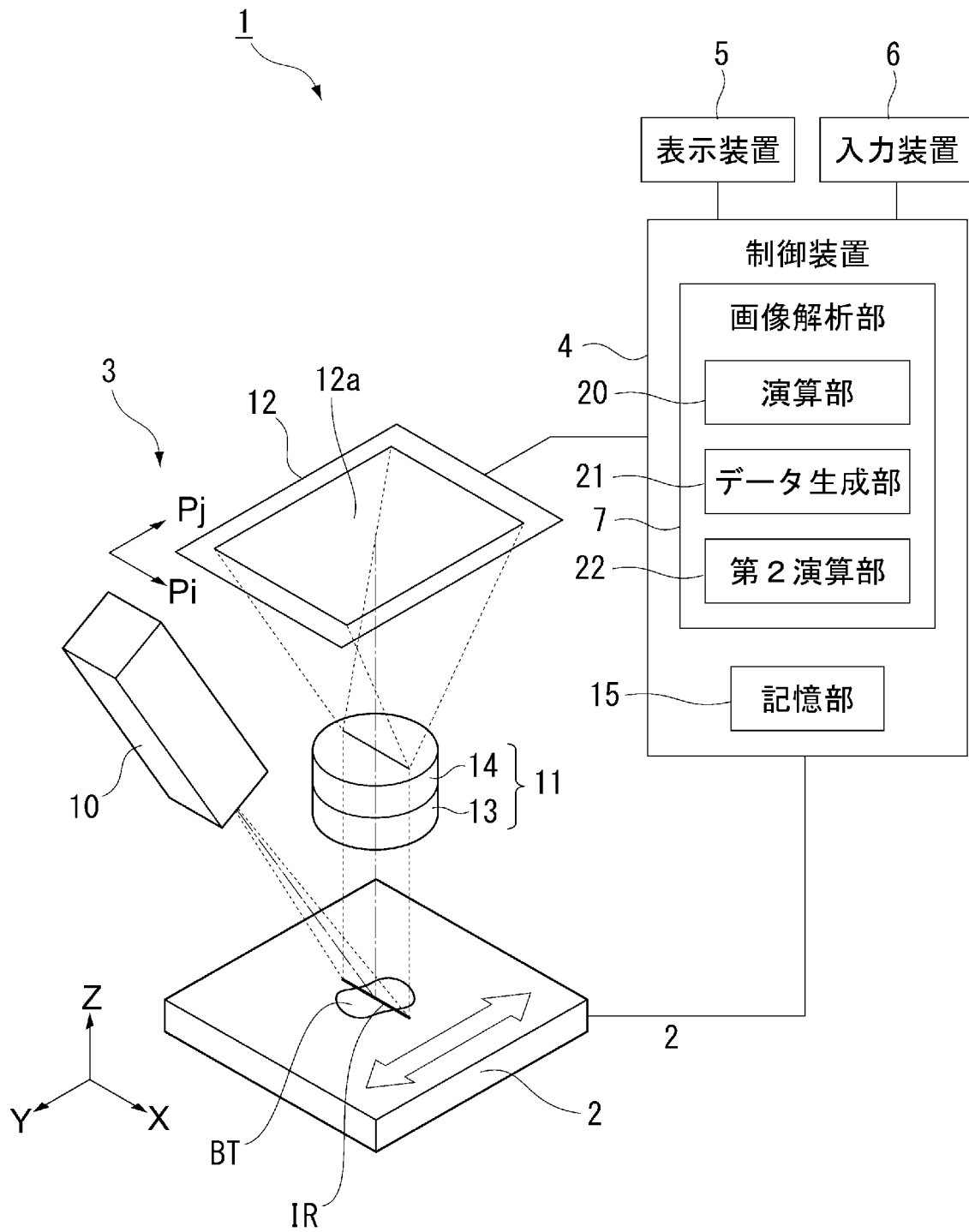
所定の波長帯域から選ばれるN個の波長帯の赤外光を生物の組織に対して照射して得られる複数の試料情報をもとに前記所定の波長帯域における前記組織の試料データを生成することと、

前記試料データと教師である物質の教師データとを比較して、前記組織における前記物質の分布を示す分布データを生成することと、を実行させ、

前記所定の波長帯域は、前記教師の教師領域として700nm以上2500nm以下の波長帯域から設定される、

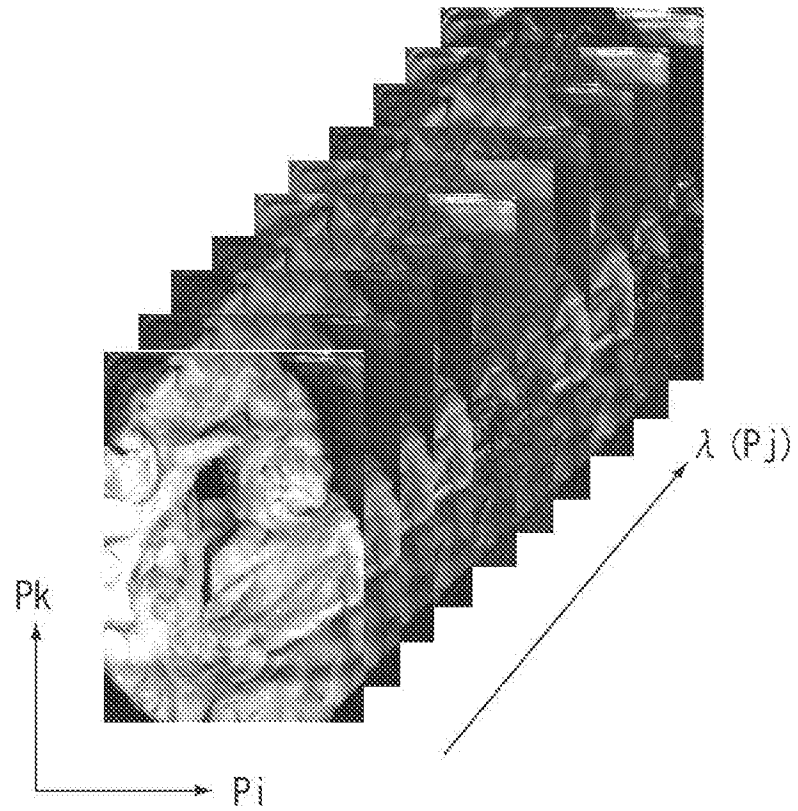
画像解析プログラム。

[図1]

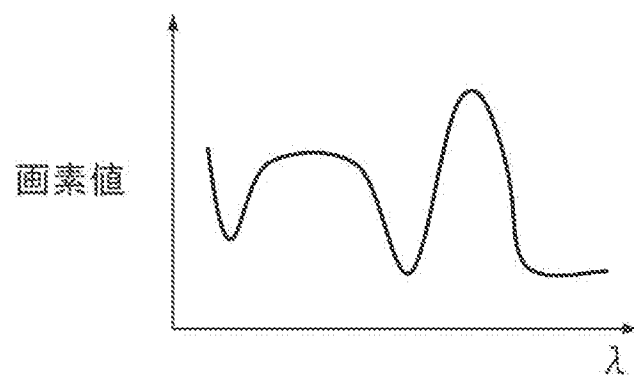


[図2]

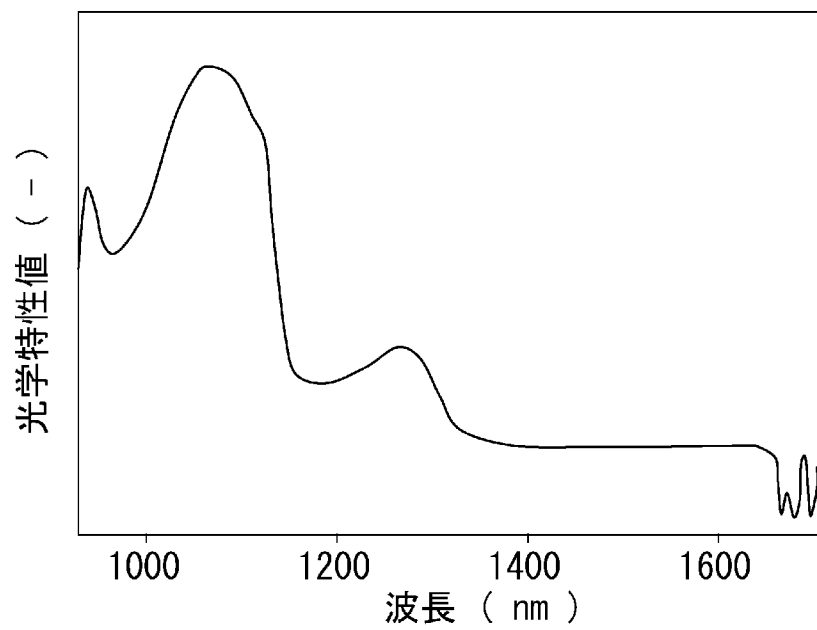
(A)



(B)

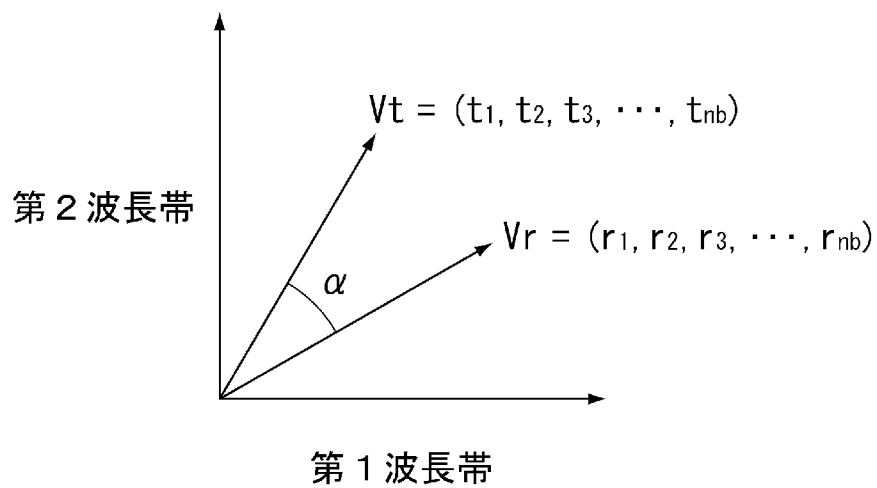


[図3]



[図4]

(A)

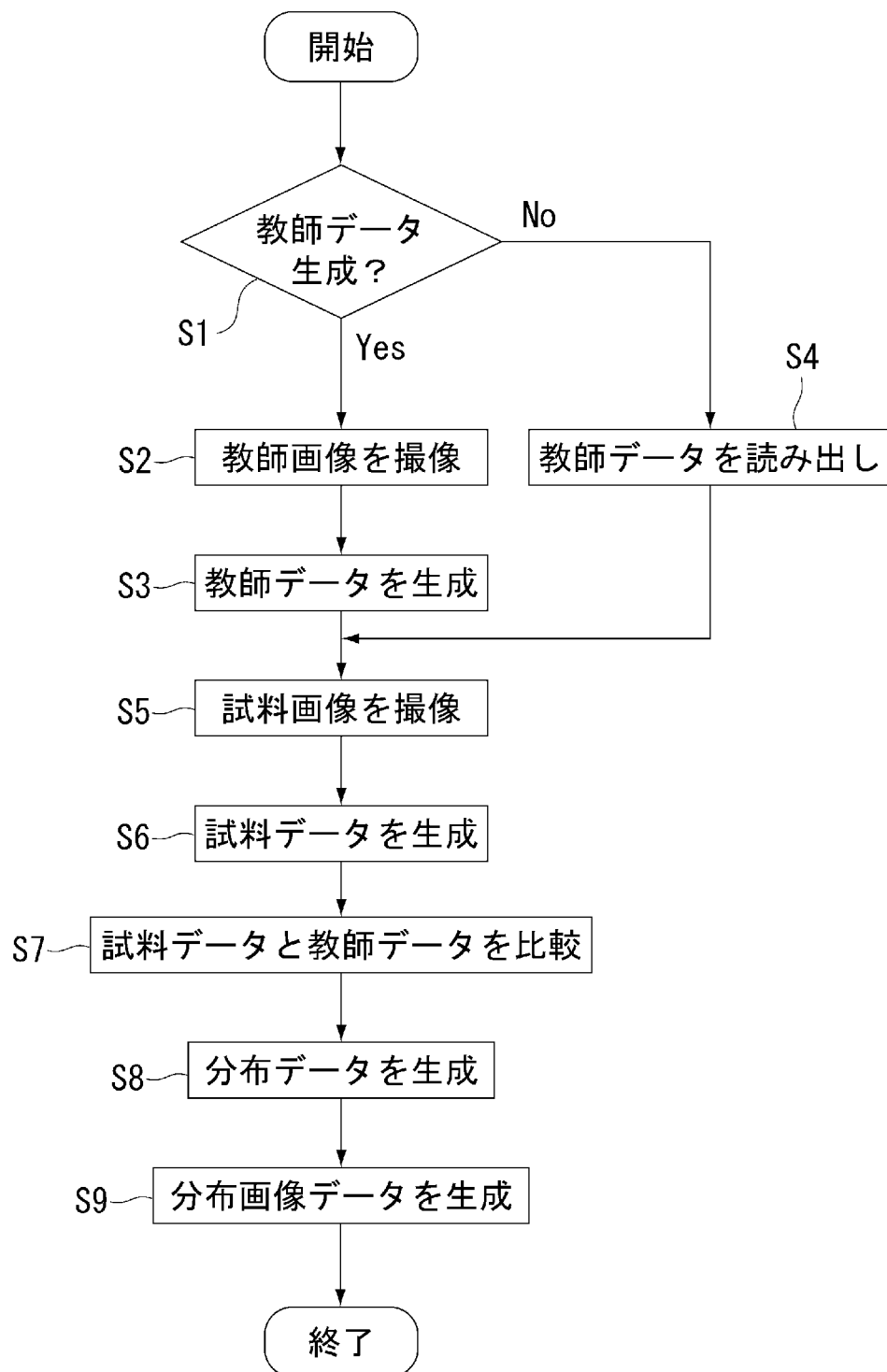


(B)

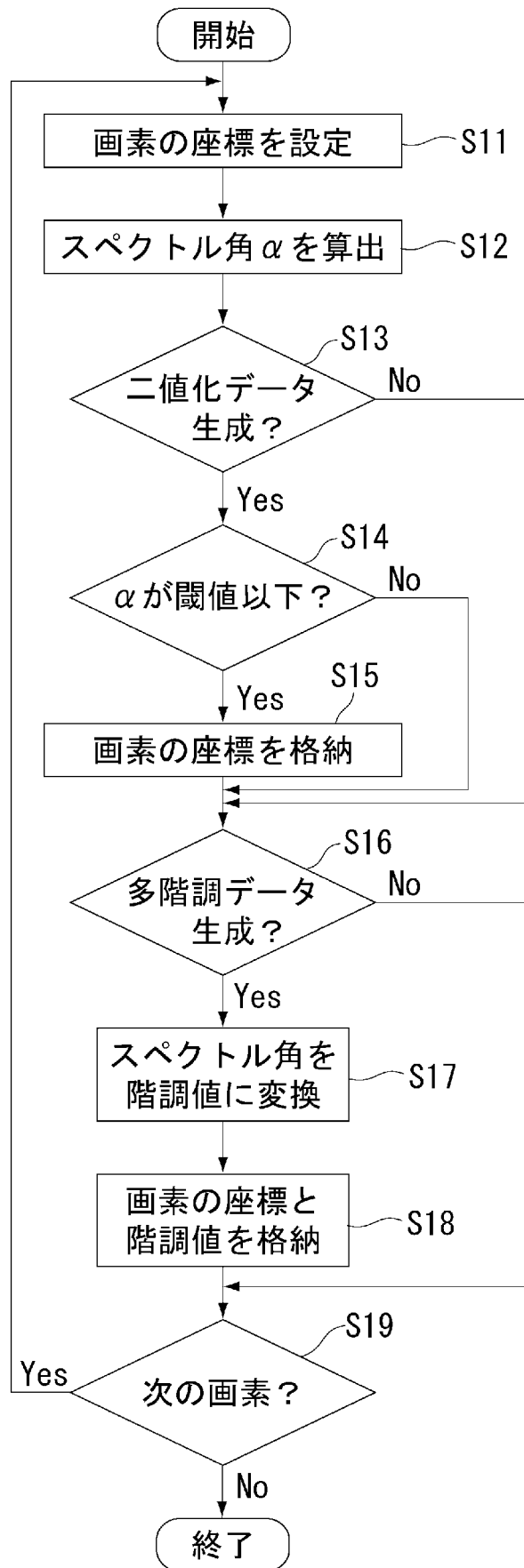
$$\alpha = \cos^{-1} \left\{ \frac{\sum_{i=1}^{nb} t_i r_i}{\left(\sum_{i=1}^{nb} r_i^2 \right)^{1/2} \left(\sum_{i=1}^{nb} t_i^2 \right)^{1/2}} \right\}$$

・・・式(1)

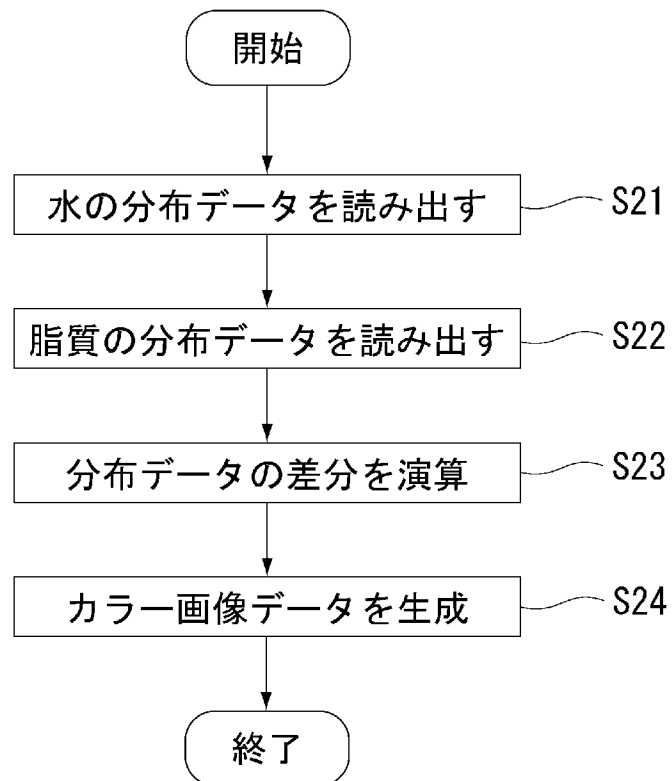
[図5]



[図6]



[図7]



[図8]

(A)



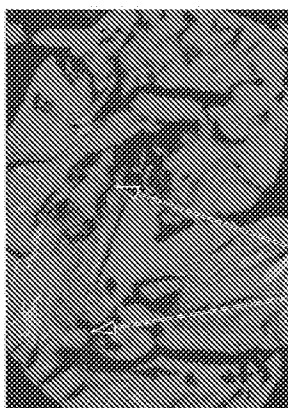
(B)



(C)



(D)



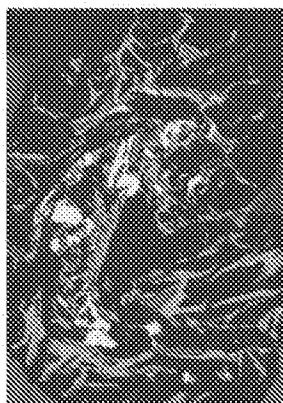
(E)



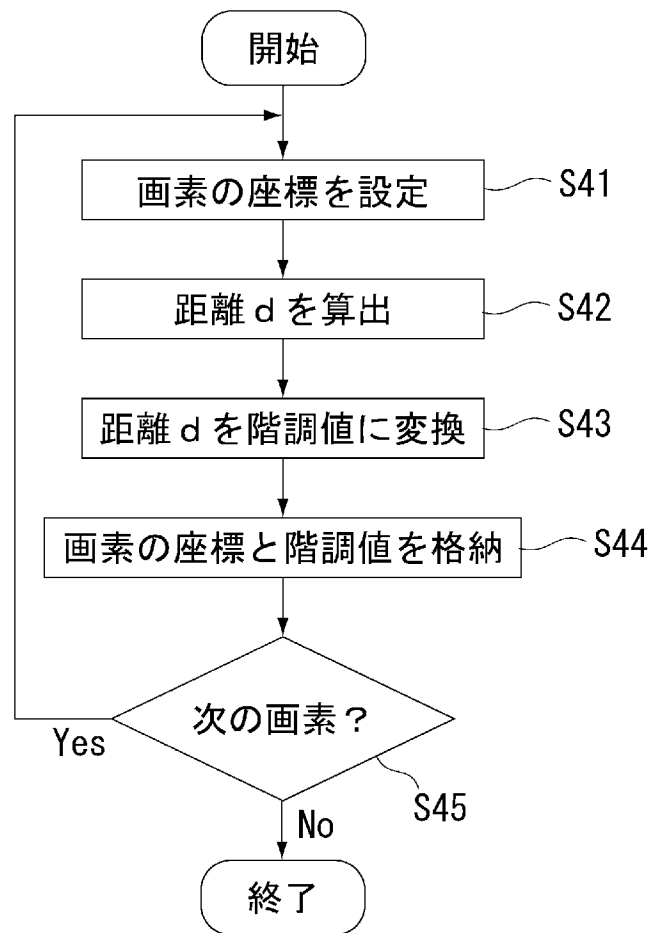
(F)



(G)



[図9]



[図10]

$$d_{ij} = \sqrt{\sum_{k=1}^p (x_{ik} - x_{jk})^2} \quad \dots \text{式(2)}$$

[図11]

(A)



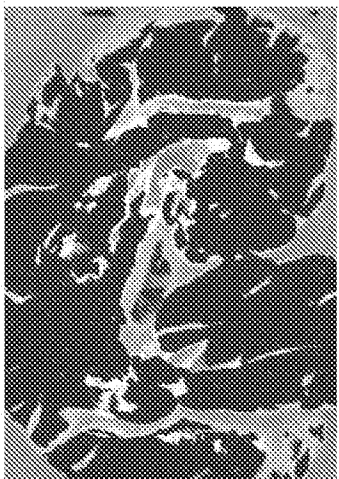
(B)



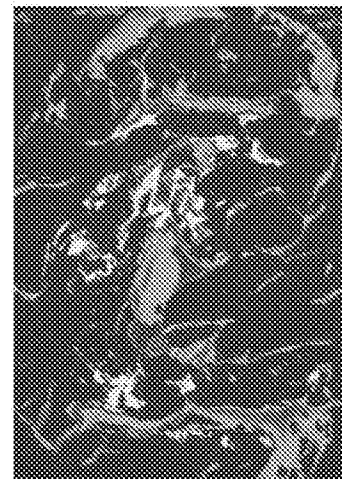
(C)



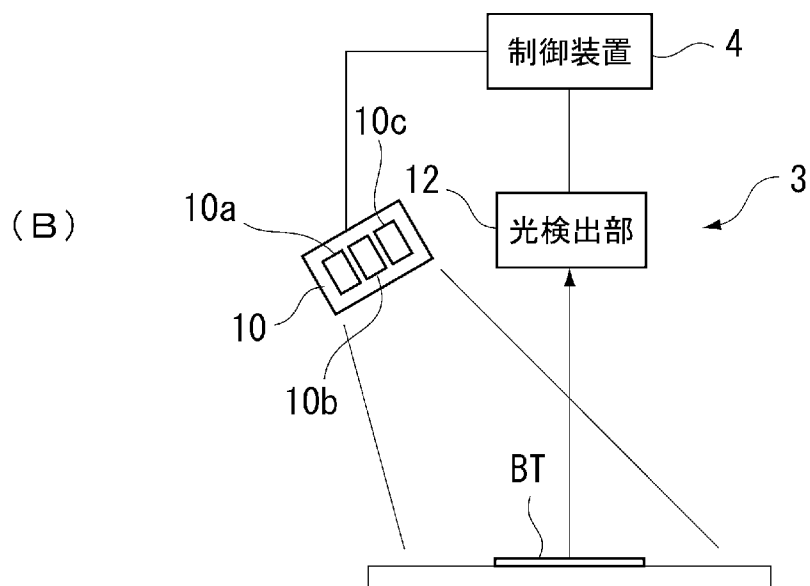
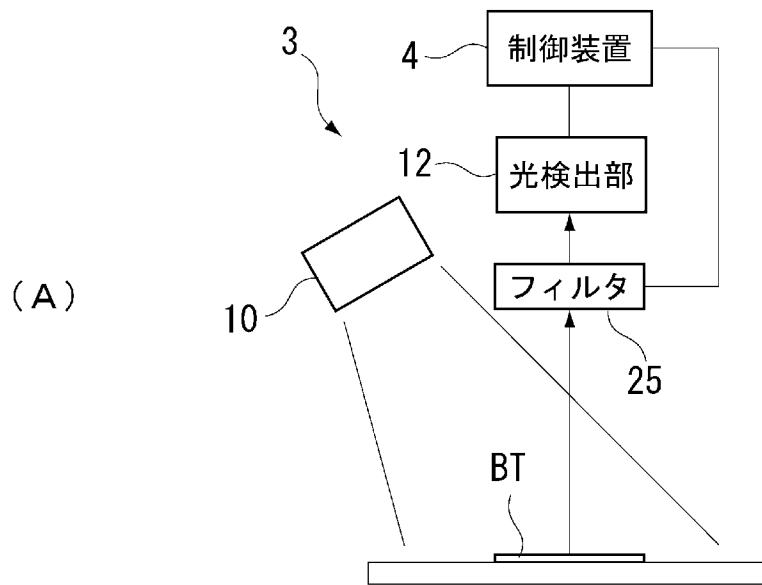
(D)



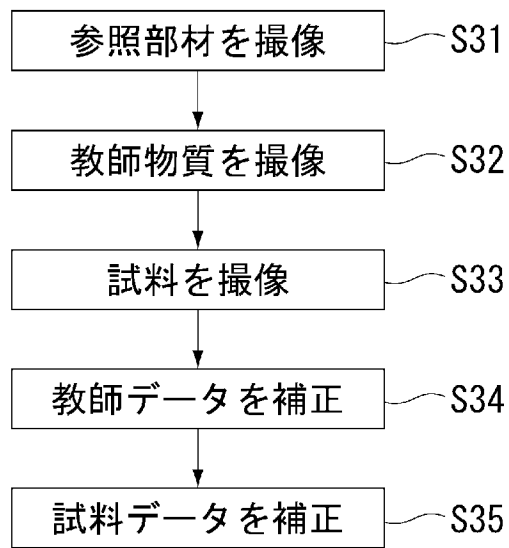
(E)



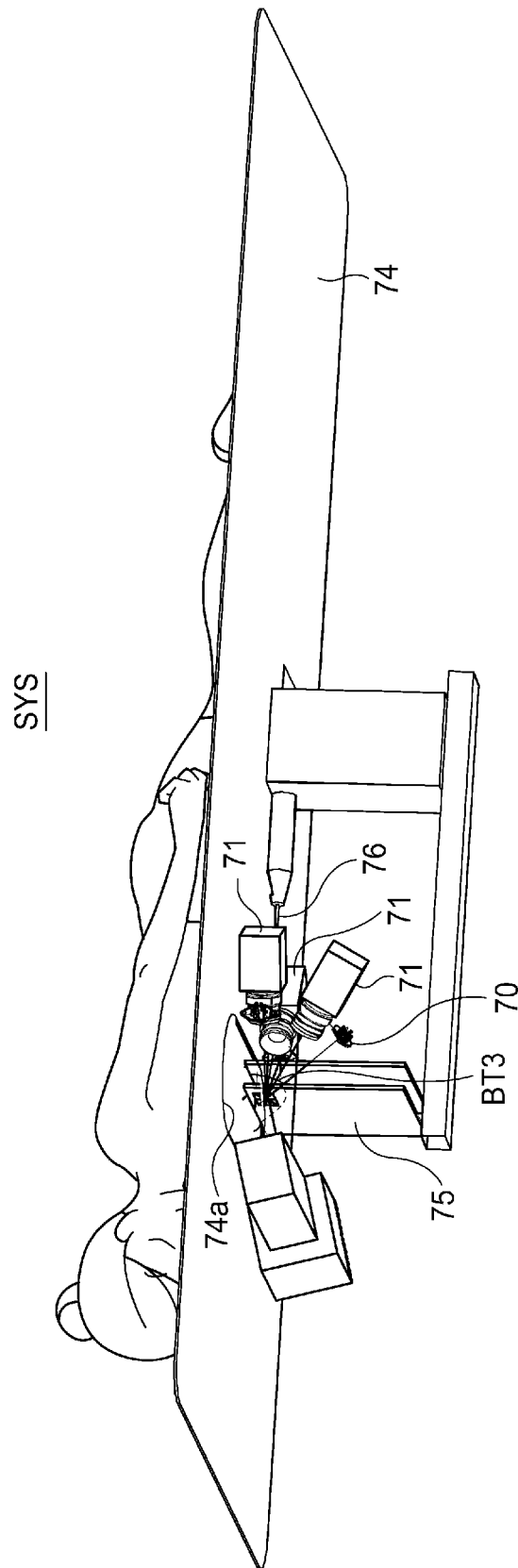
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/068021

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N21/27(2006.01)i, A61B19/00(2006.01)i, G01N21/3554(2014.01)i,
G01N21/359(2014.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N1/00-G01N37/00, A61B1/00-A61B19/12

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

JSTPlus (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X <u>Y</u>	Nagao Ryo et al., Quantitative Evaluation of Atherosclerotic Plaque Phantom by Near-infrared Multispectral Imaging with Three Wavelengths, Proceedings of SPIE, 2014.02, Vol.8926, P.89262V.1-89262V.6	1-11, 14-24 <u>12-13</u>
X <u>Y</u>	Katsunori ISHII et al., "Kinsekigai Hiper Spectral Imaging ni yoru Domyaku Koka Shindanho", Optical alliance, 01 September 2013 (01.09.2013), vol.24, no.9, pages 15 to 19	1-11, 14-24 <u>12-13</u>
Y	JP 2010-112926 A (NEC Corp.), 20 May 2010 (20.05.2010), paragraphs [0050] to [0056] (Family: none)	12-13

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
04 September 2015 (04.09.15)

Date of mailing of the international search report
15 September 2015 (15.09.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. G01N21/27(2006.01)i, A61B19/00(2006.01)i, G01N21/3554(2014.01)i, G01N21/359(2014.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. G01N 1/00-G01N37/00,
A61B 1/00-A61B19/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus (JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y —	Nagao Ryo, 外, Quantitative Evaluation of Atherosclerotic Plaque Phantom by Near-infrared Multispectral Imaging with Three Wavelengths, Proceedings of SPIE, 2014.02, Vol.8926, P. 89262V. 1-89262V. 6	1-11, 14-24 <u>12-13</u>
X Y —	石井克典, 外, 近赤外ハイパースペクトルイメージングによる動脈硬化診断法, 光アライアンス, 2013.09.01, 第24巻, 第9号, P. 15-19	1-11, 14-24 <u>12-13</u>

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

0 4 . 0 9 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

1 5 . 0 9 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

比嘉 翔一

2 W

4 0 0 5

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 5 0

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2010-112926 A (日本電気株式会社) 2010.05.20, [0050] － [0056] (ファミリーなし)	12-13