

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6195328号  
(P6195328)

(45) 発行日 平成29年9月13日 (2017.9.13)

(24) 登録日 平成29年8月25日 (2017.8.25)

(51) Int. Cl.

F 1

**A 6 1 B 1/00 (2006.01)**

A 6 1 B 1/00 5 1 3

**A 6 1 B 1/045 (2006.01)**

A 6 1 B 1/045 6 1 7

**A 6 1 B 5/1455 (2006.01)**

A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 12 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2017-514928 (P2017-514928)  
 (86) (22) 出願日 平成28年9月16日 (2016.9.16)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/077465  
 (87) 国際公開番号 W02017/051779  
 (87) 国際公開日 平成29年3月30日 (2017.3.30)  
 審査請求日 平成29年3月16日 (2017.3.16)  
 (31) 優先権主張番号 特願2015-186553 (P2015-186553)  
 (32) 優先日 平成27年9月24日 (2015.9.24)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号  
 (74) 代理人 100078880  
 弁理士 松岡 修平  
 (74) 代理人 100183760  
 弁理士 山鹿 宗貴  
 (72) 発明者 千葉 亨  
 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号 H  
 O Y A 株式会社内

審査官 佐藤 高之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分析装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源装置と、

前記光源装置が発生する光により照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成する撮像素子と、

前記カラー画像データに基づいて、前記生体組織の特徴量 Q を示す指標 X を計算する指標計算部と、

前記指標 X に基づいて、前記特徴量 Q を取得する特徴量取得部と、  
を備え、前記特徴量 Q が、前記生体組織中の酸素飽和度と前記生体組織中の総ヘモグロビン量の  
少なくとも一方を含み、

前記カラー画像データが、R G B カラー画像データであり、

前記特徴量取得部が、

前記カラー画像データに含まれる少なくとも 2 色の単色画像データに基づいて、前記生体組織の分光特性への散乱の寄与の程度を数値化した寄与度 C を計算する寄与度計算部を備え、

前記指標 X 及び前記寄与度 C に基づいて前記特徴量 Q を取得し、

前記寄与度計算部が、前記カラー画像データにおける、R 単色画像データの G 又は B 単色画像データに対する比として前記寄与度 C を計算する、

分析装置。

10

20

## 【請求項 2】

前記寄与度計算部が、

前記特徴量 Q と、前記指標 X と、前記寄与度 C との関係を示す情報を保持する記憶手段を備え、

前記特徴量取得部が、

前記情報、前記指標 X 及び前記寄与度 C に基づいて、前記特徴量 Q を取得する、請求項 1 に記載の分析装置。

## 【請求項 3】

前記情報が、前記特徴量 Q と、前記指標 X と、前記寄与度 C との関係を表す数値テーブル又は関数である、

請求項 2 に記載の分析装置。

## 【請求項 4】

前記情報が、前記指標 X、前記寄与度 C 及び前記特徴量 Q の複数の組を表し、

前記特徴量取得部が、

前記複数の組のうち、前記指標 X 及び前記寄与度 C が前記カラー画像データに基づいて計算されたものに最も近い組を選択して、選択された前記組の特徴量 Q を取得する、請求項 3 に記載の分析装置。

## 【請求項 5】

前記情報が、前記指標 X、前記寄与度 C 及び前記特徴量 Q の複数の組を表し、

前記特徴量取得部が、

前記複数の組のうち、前記カラー画像データから得られた前記指標 X 及び前記寄与度 C の組に隣接する 2 組を選択し、

次の数式 1 により前記特徴量 Q を計算する、

## 【数 1】

$$Q = \frac{X - Xb}{Xa - Xb} \cdot Qa + \frac{Xa - X}{Xa - Xb} \cdot Qb$$

但し、

X は、前記カラー画像データに基づいて計算された指標であり、

Q a は、選択された前記 2 組の一方の特徴量であり、

X a は、選択された前記 2 組の一方の指標であり、

Q b は、選択された前記 2 組の他方の特徴量であり、

X b は、選択された前記 2 組の他方の指標である、

請求項 3 又は請求項 4 に記載の分析装置。

## 【請求項 6】

前記光源装置が、

前記指標 X を計算するための特殊光と、略白色の通常光とを切り替えて発生し、

前記寄与度計算部が、

前記通常光の照明下で前記生体組織を撮像して得たカラー画像データに基づいて前記寄与度 C を計算する、

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の分析装置。

## 【請求項 7】

前記特殊光が、

前記生体組織に含まれる第 1 及び第 2 生体物質が吸収を有する第 1 波長域に分布する連続スペクトルを有する第 1 特殊光と、

前記第 1 波長域内の第 2 波長域に分布する連続スペクトルを有する第 2 特殊光と、を含み、

前記光源装置が、

前記第 1 特殊光と、前記第 2 特殊光と、前記通常光とを切り替えて発生し、

前記指標計算部が、

前記第1特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第1特殊観察画像データ  $G_1$  と、前記第2特殊光の照明下で前記生体組織を撮像して得た第2特殊観察画像データ  $G_2$  と、に基づいて前記指標  $X$  を計算する、  
請求項6に記載の分析装置。

【請求項8】

前記第1特殊観察画像データ  $G_1$  及び前記第2特殊観察画像データ  $G_2$  が、それぞれ  $G$  単色画像データである、  
請求項7に記載の分析装置。

【請求項9】

前記特徴量  $Q$  が、前記酸素飽和度を含み、  
前記酸素飽和度が、前記生体組織に含まれる酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンのモル濃度比である、  
請求項1から請求項8のいずれか一項に記載の分析装置。

【請求項10】

前記酸素飽和度に基づき、前記生体組織中の該酸素飽和度の分布を表す濃度比分布画像を生成する濃度比分布画像生成部を備えた、  
請求項9に記載の分析装置。

【請求項11】

前記特徴量  $Q$  が、前記総ヘモグロビン量を含み、  
前記総ヘモグロビン量に基づき、該総ヘモグロビン量の分布を表す濃度分布画像を生成する濃度分布画像生成部を備えた、  
請求項1から請求項10のいずれか一項に記載の分析装置。

【請求項12】

前記撮像素子が先端部に設けられた内視鏡を備えた、  
請求項1から請求項11のいずれか一項に記載の分析装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織を撮影した画像に基づいて、生体組織中の生体物質の濃度を示す指標を取得する分析装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡画像の色情報から、被写体である生体組織中の生体物質（例えば、ヘモグロビン）の濃度を定量する機能を備えた内視鏡装置が知られている。このような内視鏡装置の一例が国際公開第2014/192781号（以下「特許文献1」という。）に記載されている。

【0003】

特許文献1に記載の内視鏡装置は、ヘモグロビンの550nm付近の吸収帯内の2種類の波長域の照明光をそれぞれ使用して撮影した2つの内視鏡画像の色情報に基づいて、総ヘモグロビン量を示す指標と、酸素飽和度  $SatO_2$  を示す指標を計算する内視鏡装置が記載されている。

【発明の概要】

【0004】

生体組織の画像の色は、生体組織による照明光の散乱の影響を受ける。しかし、特許文献1に記載の内視鏡装置では、各指標の計算において、散乱に起因する分光特性の変化が考慮されていない。そのため、散乱の強さによって指標の計算結果が変動する（すなわち、算出された指標値に、散乱に起因する誤差が含まれている）という問題があった。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 5 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、散乱に起因する指標値の誤差を補償し、より精度の高い指標値を取得可能な分析装置を提供することを目的とする。

## 【 0 0 0 6 】

本発明の一実施形態に係る分析装置は、光源装置と、光源装置が発生する光により照明された生体組織を撮像してカラー画像データを生成する撮像素子と、カラー画像データに基づいて、生体組織の特徴量  $Q$  を示す指標  $X$  を計算する指標計算部と、指標  $X$  に基づいて、特徴量  $Q$  を取得する特徴量取得部と、を備え、特徴量取得部が、カラー画像データに含まれる少なくとも 2 色の単色画像データに基づいて、生体組織の分光特性への散乱の寄与の程度を数値化した寄与度  $C$  を計算する寄与度計算部を備え、指標  $X$  及び寄与度  $C$  に基づいて特徴量  $Q$  を取得する。

10

## 【 0 0 0 7 】

この構成によれば、散乱に起因する誤差が低減され、より精度の高い指標値の取得が可能になる。

## 【 0 0 0 8 】

上記の分析装置において、カラー画像データが RGB カラー画像データであり、寄与度計算部が、カラー画像データにおける、R 単色画像データの G 又は B 単色画像データに対する比として寄与度  $C$  を計算する構成としてもよい。

## 【 0 0 0 9 】

また、上記の分析装置において、寄与度計算部が、特徴量  $Q$  と、指標  $X$  と、寄与度  $C$  との関係を示す情報を保持する記憶手段を備え、特徴量取得部が、情報、指標  $X$  及び寄与度  $C$  に基づいて、特徴量  $Q$  を取得する構成としてもよい。

20

## 【 0 0 1 0 】

また、上記の分析装置において、情報が、特徴量  $Q$  と、指標  $X$  と、寄与度  $C$  との関係を示す数値テーブル又は関数である構成としてもよい。

## 【 0 0 1 1 】

また、上記の分析装置において、情報が、指標  $X$ 、寄与度  $C$  及び特徴量  $Q$  の複数の組を表し、特徴量取得部が、複数の組のうち、指標  $X$  及び寄与度  $C$  がカラー画像データに基づいて計算されたものに最も近い組を選択して、選択された組の特徴量  $Q$  を取得する構成としてもよい。

30

## 【 0 0 1 2 】

また、上記の分析装置において、情報が、指標  $X$ 、寄与度  $C$  及び特徴量  $Q$  の複数の組を表し、特徴量取得部が、複数の組のうち、カラー画像データから得られた指標  $X$  及び寄与度  $C$  の組に隣接する 2 組を選択し、次の数式 1 により特徴量  $Q$  を計算する、

## 【 数 1 】

$$Q = \frac{X - X_b}{X_a - X_b} \cdot Q_a + \frac{X_a - X}{X_a - X_b} \cdot Q_b$$

但し、

40

$X$  は、カラー画像データに基づいて計算された指標であり、

$Q_a$  は、選択された 2 組の一方の特徴量であり、

$X_a$  は、選択された 2 組の一方の指標であり、

$Q_b$  は、選択された 2 組の他方の特徴量であり、

$X_b$  は、選択された 2 組の他方の指標である構成としてもよい。

## 【 0 0 1 3 】

また、上記の分析装置において、光源装置が、指標  $X$  を計算するための特殊光と、略白色の通常光とを切り替えて発生し、寄与度計算部が、通常光の照明下で生体組織を撮像して得たカラー画像データに基づいて寄与度  $C$  を計算する構成としてもよい。

## 【 0 0 1 4 】

50

また、上記の分析装置において、特殊光が、生体組織に含まれる第1及び第2生体物質が吸収を有する第1波長域に分布する連続スペクトルを有する第1特殊光と、第1波長域内の第2波長域に分布する連続スペクトルを有する第2特殊光と、を含み、光源装置が、第1特殊光と、第2特殊光と、通常光とを切り替えて発生し、指標計算部が、第1特殊光の照明下で生体組織を撮像して得た第1特殊観察画像データ $G_1$ と、第2特殊光の照明下で生体組織を撮像して得た第2特殊観察画像データ $G_2$ と、に基づいて指標 $X$ を計算する構成としてもよい。

【0015】

また、上記の分析装置において、カラー画像データがRGBカラー画像データであり、第1特殊観察画像データ $G_1$ 及び第2特殊観察画像データ $G_2$ が、それぞれG単色画像データである構成としてもよい。

10

【0016】

また、上記の分析装置において、特徴量 $Q$ が、生体組織に含まれる第1及び第2生体物質のモル濃度比である構成としてもよい。

【0017】

また、上記の分析装置において、第1生体物質が酸素化ヘモグロビンであり、第2生体物質が還元ヘモグロビンであり、モル濃度比が酸素飽和度である構成としてもよい。

【0018】

また、上記の分析装置において、特徴量 $Q$ に基づき、生体組織中の第1及び第2生体物質のモル濃度比の分布を表す濃度比分布画像を生成する濃度比分布画像生成部を備えた構成としてもよい。

20

【0019】

また、上記の分析装置において、特徴量 $Q$ が、生体組織に含まれる生体物質の濃度である構成としてもよい。

【0020】

また、上記の分析装置において、特徴量 $Q$ に基づき、生体組織に含まれる生体物質の濃度の分布を表す濃度分布画像を生成する濃度分布画像生成部を備えた構成としてもよい。

【0021】

また、上記の分析装置において、特徴量 $Q$ が、生体組織中の総ヘモグロビン量である構成としてもよい。

30

【0022】

また、上記の分析装置において、撮像素子が先端部に設けられた内視鏡を備えた構成としてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】ヘモグロビンの550nm付近の吸収スペクトルである。

【図2】本発明の実施の形態に係る内視鏡装置のブロック図である。

【図3】撮像素子に内蔵されるカラーフィルタの透過スペクトルである。

【図4】回転フィルタの外観図である。

【図5】本発明の実施形態に係る画像生成処理を表現するフローチャートである。

40

【図6】分光特性における散乱の影響を説明する、生体組織の分光特性のシミュレーション結果である。

【図7】散乱の寄与率 $C$ と、白色光の照明下で撮像したR、G及びBデジタル画像データとの関係を示したグラフである。

【図8】散乱の寄与率 $C$ と指標 $X$ との関係を、真の酸素飽和度 $SatO_2$ 毎にプロットしたグラフである。

【図9】指標 $X$ に基づいて酸素飽和度 $SatO_2$ を取得する処理の手順を表現するフローチャートである。

【図10】図8のグラフを使用して、加重平均により酸素飽和度 $SatO_2$ を取得する方法を説明する図である。

50

【図 1 1】本発明の実施の形態に係る内視鏡装置によって生成された画像情報の表示例である。(a)は酸素飽和度分布画像の2次元表示例であり、(b)は酸素飽和度分布画像の3次元表示例である。

【図 1 2】補正係数  $k$  の決定に使用される検量線の例である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

以下に説明する本発明の実施形態に係る内視鏡装置は、波長域の異なる光の照明下で撮像した複数の画像に基づいて被写体の生体情報(例えば、酸素飽和度  $S a t O_2$ )を定量的に分析して、分析結果を画像化して表示する装置である。以下に説明する酸素飽和度  $S a t O_2$  の定量分析では、血液の分光特性(すなわち、ヘモグロビンの分光特性)が酸素飽和度  $S a t O_2$  に応じて連続的に変化する性質が利用される。

【0025】

(ヘモグロビンの分光特性及び酸素飽和度の計算原理)

本発明の実施形態に係る内視鏡装置の詳しい構成を説明する前に、ヘモグロビンの分光特性と、本実施形態における酸素飽和度  $S a t O_2$  の計算原理について説明する。

【0026】

図 1 に、550 nm 付近のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。ヘモグロビンは、550 nm 付近にポルフィリンに由来する強い吸収帯を有している。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、酸素飽和度  $S a t O_2$  (全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$  が占める割合)に応じて変化する。図 1 における実線の波形は、酸素飽和度  $S a t O_2$  が 100% の場合の(すなわち、酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$  の)吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度  $S a t O_2$  が 0% の場合の(すなわち、還元ヘモグロビン  $H b$  の)吸収スペクトルである。また、短破線は、その中間の酸素飽和度  $S a t O_2$  (10、20、30、・・・90%)におけるヘモグロビン(酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$  と還元ヘモグロビン  $H b$  の混合物)の吸収スペクトルである。

【0027】

図 1 に示されるように、上記の 550 nm 付近の吸収帯において、酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$  と還元ヘモグロビン  $H b$  (脱酸素化ヘモグロビンともいう。)は互いに異なるピーク波長を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$  は、波長 542 nm 付近の吸収ピーク  $P 1$  と、波長 576 nm 付近の吸収ピーク  $P 3$  を有している。一方、還元ヘモグロビン  $H b$  は、556 nm 付近に吸収ピーク  $P 2$  を有している。図 1 は、各成分(酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$ 、還元ヘモグロビン  $H b$ )の濃度の和が一定となる2成分系の吸収スペクトルであるため、各成分の濃度(すなわち、酸素飽和度  $S a t O_2$ )によらず吸収が一定となる等吸収点  $E 1$ 、 $E 2$ 、 $E 3$ 、 $E 4$  が現れる。以下の説明では、等吸収点  $E 1$  と  $E 2$  とで挟まれた波長領域を波長域  $R 1$ 、等吸収点  $E 2$  と  $E 3$  とで挟まれた波長領域を波長域  $R 2$ 、等吸収点  $E 3$  と  $E 4$  とで挟まれた波長領域を波長域  $R 3$  と呼ぶ。また、等吸収点  $E 1$  と  $E 4$  とで挟まれた波長領域(すなわち波長域  $R 1$ 、 $R 2$  及び  $R 3$  を合わせたもの)を波長域  $R 0$  と呼ぶ。

【0028】

図 1 に示されるように、隣接する等吸収点間では、酸素飽和度  $S a t O_2$  に対して吸収が単調に増加又は減少する。また、隣接する等吸収点間では、ヘモグロビンの吸収は、酸素飽和度  $S a t O_2$  に対してほぼ線形的に変化する。

【0029】

具体的には、波長域  $R 1$ 、 $R 3$  におけるヘモグロビンの吸収  $A_{R 1}$ 、 $A_{R 3}$  は酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$  の濃度(或いは酸素飽和度  $S a t O_2$ )に対して線形的に単調増加し、波長域  $R 2$  におけるヘモグロビンの吸収  $A_{R 2}$  は還元ヘモグロビン  $H b$  の濃度(1 - 酸素飽和度  $S a t O_2$ )に対して線形的に単調増加する。従って、次の数式 2 により定義される指標  $X$  は、酸素化ヘモグロビン  $H b O_2$  の濃度(或いは酸素飽和度  $S a t O_2$ )に対して線形的に単調増加する。

## 【数 2】

$$X = (A_{R1} + A_{R3}) - A_{R2}$$

## 【0030】

上記の数式 2 は、酸素飽和度  $SatO_2$  に対する増減の挙動が異なる帯域間での吸収の差分によって指標  $X$  を定義したものであるが、酸素飽和度  $SatO_2$  との単調な（より好ましくは線形的な）定量的関係を有していれば、他の数式によって指標  $X$  を定義することもできる。例えば、以下の数式 3 に示されるように、酸素飽和度  $SatO_2$  に対して単調増加する吸収  $A_{R1}$ 、 $A_{R3}$  の和と、酸素飽和度  $SatO_2$  に対して単調減少する吸収  $A_{R2}$  との比率も酸素飽和度  $SatO_2$  に対して線形的に単調増加するため、酸素飽和度  $SatO_2$  の良い指標となる。

10

## 【数 3】

$$X = (A_{R1} + A_{R3}) / A_{R2}$$

## 【0031】

従って、予め実験的に酸素飽和度  $SatO_2$  と指標  $X$  との定量的な関係を取得すれば、指標  $X$  の値から酸素飽和度  $SatO_2$  を計算することができる。

## 【0032】

20

（内視鏡装置の構成）

図 2 は、本発明の実施形態に係る内視鏡装置 1 のブロック図である。本実施形態の内視鏡装置 1 は、電子内視鏡 100、プロセッサ 200 及びモニタ 300 を備えている。電子内視鏡 100 及びモニタ 300 は、プロセッサ 200 に着脱可能に接続されている。また、プロセッサ 200 には、光源部 400 及び画像処理部 500 が内蔵されている。

## 【0033】

電子内視鏡 100 は、体腔内に挿入される挿入部 110 を有している。電子内視鏡 100 の内部には、略全長に亘って延びるライトガイド 131 が設けられている。ライトガイド 131 の一端部（先端部 131a）は、挿入部 110 の先端部（挿入先端部 111）の近傍に配置されており、ライトガイド 131 の他端部（基端部 131b）は、プロセッサ 200 に接続されている。プロセッサ 200 に内蔵される光源部 400 は、光量の大きい白色光  $WL$  を生成する光源ランプ 430 を備えている。光源ランプ 430 には、例えばキセノンランプ、メタルハライドランプ、LED ランプ、ハロゲンランプ等が使用される。光源部 400 によって生成された照明光  $IL$  は、ライトガイド 131 の基端部 131b に入射し、ライトガイド 131 を通ってその先端部 131a に導かれ、先端部 131a から射出される。電子内視鏡 100 の挿入先端部 111 には、ライトガイド 131 の先端部 131a と対向して配置された配光レンズ 132 が設けられており、ライトガイド 131 の先端部 131a から射出される照明光  $IL$  は、配光レンズ 132 を通過して、挿入先端部 111 の近傍の生体組織  $T$  を照明する。

30

## 【0034】

40

また、挿入先端部 111 には対物光学系 121 及び撮像素子 141 が設けられている。生体組織  $T$  の表面で反射・散乱された光の一部（戻り光）は、対物光学系 121 に入射し、集光されて、撮像素子 141 の受光面に結像する。本実施形態の撮像素子 141 は、その受光面にカラーフィルタ 141a を備えたカラー画像撮像用の CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサであるが、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の他の種類の撮像素子を使用してもよい。カラーフィルタ 141a は、赤色の光を通過（透過）させる R フィルタと、緑色の光を通過させる G フィルタと、青色の光を通過させる B フィルタとが配列され、撮像素子 141 の各受光素子上に直接形成された、いわゆるオンチップフィルタである。カラーフィルタ 141a の R、G、B 各フィルタは、図 3 に示すような分光特性を有している。すなわち、本実施形態の R フィル

50

タは、波長約 570 nm より長波長の光を通過させるフィルタであり、G フィルタは、波長約 470 nm ~ 620 nm の光を通過させるフィルタであり、B フィルタは、波長約 530 nm より短波長の光を通過させるフィルタである。

【0035】

撮像素子 141 は、後述する信号処理回路 550 と同期して駆動するように制御され、受光面に結像した像に対応する撮像信号を、周期的に（例えば、1/30 秒間隔で）出力する。撮像素子 141 から出力された撮像信号は、ケーブル 142 を介してプロセッサ 200 の画像処理部 500 に送られる。

【0036】

画像処理部 500 は、A/D 変換回路 510、一時記憶メモリ 520、コントローラ 530、ビデオメモリ 540 及び信号処理回路 550 を備えている。A/D 変換回路 510 は、電子内視鏡 100 の撮像素子 141 から入力される撮像信号を A/D 変換して、得られたデジタル画像データを出力する。A/D 変換回路 510 から出力されるデジタル画像データは、一時記憶メモリ 520 に送られ記憶される。

【0037】

デジタル画像データには、R フィルタが装着された受光素子によって撮像された R デジタル画像データ、G フィルタが装着された受光素子によって撮像された G デジタル画像データ及び B フィルタが装着された受光素子によって撮像された B デジタル画像データが含まれている。本明細書において、R デジタル画像データ、G デジタル画像データ及び B デジタル画像データを、単色画像データ（R 単色画像データ、G 単色画像データ及び B 単色画像データ）ともいう。

【0038】

コントローラ 530 は、一時記憶メモリ 520 に記憶された単数又は複数のデジタル画像データを処理して一つの表示用画像データを生成し、これをビデオメモリ 540 に送る。例えば、コントローラ 530 は、単一のデジタル画像データから生成された表示用画像データ、複数のデジタル画像データの画像が並べられた表示用画像データ、或いは複数のデジタル画像データに基づいて画素（x, y）毎に生体組織 T の反射スペクトルを生成し、この反射スペクトルを用いて、健常部と病変部とを識別表示する表示用画像データや、特定の画素（x, y）に対応する生体組織 T の反射スペクトルのグラフを表示する表示用画像データ等を生成して、この表示用画像データをビデオメモリ 540 に記憶させる。信号処理回路 550 は、ビデオメモリ 540 に記憶されている表示用画像データに基づいて所定の形式（例えば、NTSC 規格や DVI 規格に準拠した形式）のビデオ信号を生成して出力する。信号処理回路 550 から出力されたビデオ信号は、モニタ 300 に入力される。そして、電子内視鏡 100 によって撮像された内視鏡画像等がモニタ 300 に表示される。

【0039】

このように、プロセッサ 200 は、電子内視鏡 100 の撮像素子 141 から出力される撮像信号を処理するビデオプロセッサとしての機能と、被写体である生体組織 T を照明するための照明光 IL を電子内視鏡 100 のライトガイド 131 に供給する光源装置としての機能とを兼ね備えたものである。

【0040】

光源部 400 は、上述の光源 430 の他に、集光レンズ 440、回転フィルタ 410、フィルタ制御部 420 及び集光レンズ 450 を備えている。光源 430 から射出される略平行光の白色光 WL は、集光レンズ 440 によって集光され、回転フィルタ 410 を通過した後、集光レンズ 450 によって再度集光されて、ライトガイド 131 の基端部 131b に入射する。回転フィルタ 410 は、リニアガイドウェイ等の移動手段（不図示）によって、白色光 WL の光路上の適用位置（実線）と光路外の退避位置（破線）との間で移動可能になっている。

【0041】

なお、光源部 400 の構成は、図 2 に示されるものに限定されない。例えば、光源 43

10

20

30

40

50

0に収束光を発生するランプを採用してもよい。この場合、例えば、白色光W Lを集光レンズ440の手前で集光させ、拡散光として集光レンズ440に入射させる構成を採用してもよい。また、集光レンズ440を使用せずに、光源430からの収束光を回転フィルタ410の近傍で集光させる構成を採用してもよい。

【0042】

また、集光レンズ440を使用せず、光源430が発生する略平行光を直接回転フィルタ410に入射させる構成を採用してもよい。

【0043】

また、収束光を発生するランプを使用する場合、集光レンズ440の替わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の状態白色光W Lを回転フィルタ410に入射させる構成を採用してもよい。例えば、回転フィルタ410に誘電体多層膜フィルタ等の干渉型の光学フィルタを使用する場合、略平行光の白色光W Lを回転フィルタ410に入射させることで、光学フィルタへの白色光W Lの入射角を均一にすることにより、より良好なフィルタ特性を得ることができる。

【0044】

また、光源430に発散光を発生するランプを採用してもよい。この場合にも、集光レンズ440の替わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の白色光W Lを回転フィルタ410に入射させる構成を採用することができる。

【0045】

回転フィルタ410は、複数の光学フィルタを備えた円盤型の光学ユニットであり、その回転角度（又は位相）に応じて通過波長域が切り替わるように構成されている。回転フィルタ410の回転角度は、コントローラ530に接続されたフィルタ制御部420によって制御される。コントローラ530がフィルタ制御部420を介して回転フィルタ410の回転角度を制御することにより、回転フィルタ410を通過してライトガイド131に供給される照明光のスペクトルが切り替えられる。

【0046】

図4は、回転フィルタ410の外観図（正面図）である。回転フィルタ410は、略円盤状のフレーム411と、4つの円環扇形の光学フィルタ415、416、417及び418を備えている。フレーム411の中心軸の周りには4つの円環扇状の窓414a、414b、414c及び414dが等間隔で形成されており、各窓414a、414b、414c及び414dには、それぞれ光学フィルタ415、416、417及び418が嵌め込まれている。なお、本実施形態の光学フィルタは、いずれも誘電体多層膜フィルタであるが、他の方式の光学フィルタ（例えば、吸収型の光学フィルタや誘電体多層膜を反射膜として用いたエタロンフィルタ等）を用いてもよい。

【0047】

また、フレーム411の中心軸上にはボス穴412が形成されている。ボス穴412には、フィルタ制御部420の出力軸が差し込まれて固定され、回転フィルタ410はフィルタ制御部420の出力軸と共に回転する。

【0048】

図4には、白色光W Lが光学フィルタ415に入射する状態が示されているが、回転フィルタ410が矢印で示される方向に回転すると、白色光W Lが入射する光学フィルタは、415、416、417、418の順に切り替わり、これにより回転フィルタ410を通過する照明光I Lのスペクトルが切り替えられる。

【0049】

光学フィルタ415及び416は、550nm帯の光を選択的に通過させる光バンドパスフィルタである。図1に示されるように、光学フィルタ415は、等吸収点E1からE4までの波長域（すなわち、波長域R0（「第1照明波長域」ともいう。））の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断するように構成されている。また、光学フィルタ416は、等吸収点E2からE3までの波長域（すなわち、波長域R2（「第2照明波長域」ともいう。））の光を低損失で通過させ、それ以外の波長領域の光を遮断する

10

20

30

40

50

ように構成されている。

【 0 0 5 0 】

図 1 に示されるように、波長域 R 1 には酸素化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> に由来する吸収ピーク P 1 のピーク波長が含まれ、波長域 R 2 には還元ヘモグロビン H b に由来する吸収ピーク P 2 のピーク波長が含まれ、波長域 R 3 には酸素化ヘモグロビン H b O<sub>2</sub> に由来する吸収ピーク P 3 のピーク波長が含まれている。また、波長域 R 0 には、吸収ピーク P 1、P 2、P 3 の各ピーク波長が含まれている。

【 0 0 5 1 】

光学フィルタ 4 1 5 及び 4 1 6 の通過波長域 ( 図 1 ) は、カラーフィルタ 1 4 1 a の G フィルタの通過波長域 ( 図 3 ) に含まれている。従って、光学フィルタ 4 1 5 又は 4 1 6 を通過した光によって撮像素子 1 4 1 の受光面に形成される像は、G フィルタが装着された受光素子によって撮像され、G デジタル画像データとして得られる。

10

【 0 0 5 2 】

光学フィルタ 4 1 7 は、ヘモグロビンの吸収が低い波長域である 6 5 0 n m 帯 ( 6 3 0 ~ 6 5 0 n m ) の光のみを選択的に通過させるように設計されている。光学フィルタ 4 1 7 の通過波長域は、カラーフィルタ 1 4 1 a の R フィルタの通過波長域 ( 図 3 ) に含まれている。従って、光学フィルタ 4 1 7 を通過した光の像は、R フィルタが装着された受光素子によって撮像され、R デジタル画像データとして得られる。6 5 0 n m 帯の照明光を使用して取得される画像データは、後述する規格化处理に使用される。

【 0 0 5 3 】

20

また、光学フィルタ 4 1 8 は、紫外線カットフィルタであり、光学フィルタ 4 1 8 を通過した照明光 I L ( すなわち白色光 ) は、通常観察像の撮像に使用される。なお、光学フィルタ 4 1 8 を使用せず、フレーム 4 1 1 の窓 4 1 4 d を開放した構成としてもよい。また、本明細書において、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 又は 4 1 7 を通過した照明光を特殊光 ( 又は特殊観察光 ) と称し、光学フィルタ 4 1 8 を通過した白色光 ( 又は広帯域光 ) を通常光 ( 又は通常観察光 ) と称する。

【 0 0 5 4 】

窓 4 1 4 a には、光学フィルタ 4 1 5 に重ねて、減光フィルタ ( N D フィルタ ) 4 1 9 が取り付けられている。減光フィルタ 4 1 9 は、可視光全域に亘って波長依存性が殆ど無く、照明光 I L のスペクトルを殆ど変化させずに光量のみを低減する。減光フィルタ 4 1 9 の使用によって、光学フィルタ 4 1 5 及び減光フィルタ 4 1 9 を通過した照明光 I L の光量が、光学フィルタ 4 1 6 を通過した照明光 I L の光量と同程度に調整される。これにより、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 のいずれを通過した照明光 I L を用いた場合でも、同じ露出時間で適正露出での撮像が可能になる。

30

【 0 0 5 5 】

本実施形態では、減光フィルタ 4 1 9 として、目の細かな金属メッシュが使用されている。金属メッシュ以外にも、反射型や吸収型等の他方式の減光フィルタを使用してもよい。また、減光フィルタを使用せずに、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 自体の通過率を調整してもよい。また、窓 4 1 4 c、4 1 4 d にも減光フィルタを取り付けてもよい。また、窓 4 1 4 a ~ 4 1 4 d の中心角 ( すなわち開口面積 ) を変えることで通過光量を調整してもよい。また、減光フィルタを使用せずに、使用する光学フィルタ毎に露出時間を調整してもよい。

40

【 0 0 5 6 】

フレーム 4 1 1 の周縁部には、貫通孔 4 1 3 が形成されている。貫通孔 4 1 3 は、窓 4 1 4 a と窓 4 1 4 d との境界部と同じ回転位置に形成されている。フレーム 4 1 1 の周囲には、貫通孔 4 1 3 を検出するためのフォトインタラプタ 4 2 2 が、フレーム 4 1 1 の周縁部の一部を囲むように配置されている。フォトインタラプタ 4 2 2 は、フィルタ制御部 4 2 0 に接続されている。

【 0 0 5 7 】

本実施形態の内視鏡装置 1 は、通常観察モード、分光分析 ( 酸素飽和度分布画像表示 )

50

モード、ベースライン測定モード及び検量モードの4つの動作モードを有している。各動作モードは、ユーザ操作によって切り替えられる。通常観察モードは、光学フィルタ418を通過した白色光を用いてカラー画像を撮影する動作モードである。分光分析モードは、光学フィルタ415、416及び417をそれぞれ通過した照明光を用いて撮像したデジタル画像データに基づいて分光分析を行い、生体組織中の生体分子の分布画像（例えば酸素飽和度分布画像）を表示するモードである。ベースライン測定モードは、実際の内視鏡観察を行う前に（又は行った後で）、無彩色の拡散板（磨りガラス等）や標準反射板等の色基準板を被写体として、光学フィルタ415、416及び417をそれぞれ通過した照明光を用いて撮像を行い、後述する規格化处理に使用するデータを取得するモードである。検量モードは、酸素飽和度  $Sa t O_2$  等の特性が既知の標準サンプルについて分光分析を行い、分析結果と標準サンプルの特性の基準量（或いは理論値）との差異が解消するようにパラメータ（後述する補正係数  $k$ ）を調整する処理である。

10

#### 【0058】

通常観察モードにおいては、コントローラ530は、移動手段を制御して、回転フィルタ410を適用位置から退避位置へ移動させる。なお、通常観察モード以外の動作モードでは、回転フィルタ410は適用位置に配置される。また、回転フィルタ410が移動手段を有しない場合は、コントローラ530は、フィルタ制御部420を制御して、白色光WLが光学フィルタ418に入射する位置で回転フィルタ410を静止させる。そして、撮像素子141によって撮像されたデジタル画像データを、必要に応じて画像処理を施した後に、ビデオ信号に変換して、モニタ300に表示させる。

20

#### 【0059】

分光分析モードにおいては、コントローラ530は、フィルタ制御部420を制御して、回転フィルタ410を一定の回転数で回転駆動させながら、光学フィルタ415、416、417及び418を通過した照明光による生体組織Tの撮像を順次行う。そして、各光学フィルタ415、416及び417を用いて取得したデジタル画像データに基づいて生体組織中の生体分子の分布を示す画像を生成し、これと光学フィルタ418を用いて取得した通常観察画像とを並べた表示画面を生成して、更にビデオ信号に変換して、モニタ300に表示させる。

#### 【0060】

分光分析モードでは、フィルタ制御部420は、フォトインタラプタ422が貫通孔413を検出するタイミングに基づいて、回転フィルタ410の回転の位相を検出し、これをコントローラ530から供給されるタイミング信号の位相と比較して、回転フィルタ410の回転の位相を調整する。コントローラ530からのタイミング信号は、撮像素子141の駆動信号と同期している。従って、回転フィルタ410は、撮像素子141の駆動と同期して、略一定の回転数で回転駆動される。具体的には、回転フィルタ410の回転は、撮像素子141による1画像分（R、G、Bの3フレーム）の撮像が行われる毎に、白色光WLが入射する光学フィルタ415～418（窓414a～d）が切り替わるように制御される。

30

#### 【0061】

ベースライン測定モードにおいては、コントローラ530は、フィルタ制御部420を制御して回転フィルタ410を回転させながら、光学フィルタ415、416及び417を通過した照明光ILによる色基準板の撮像を順次行う。光学フィルタ415、416を通過した照明光ILを用いて撮影されたGデジタル画像データは、それぞれベースライン画像データ  $BL_{415}(x, y)$ 、 $BL_{416}(x, y)$  として、コントローラ530の内部メモリ531に記憶される。また、光学フィルタ417を通過した照明光ILを用いて撮影されたRデジタル画像データは、ベースライン画像データ  $BL_{417}(x, y)$  としてコントローラ530の内部メモリ531に記憶される。

40

#### 【0062】

次に、分光分析モードにおいて、画像処理部500によって実行される画像生成処理について説明する。なお、画像処理部500は、後述のように、本発明の実施形態に係る指

50

標Xを計算することから、「指標計算部」ともいう。また、画像処理部500は、後述のように、指標Xに基づいて生体組織の特徴量である酸素飽和度 $Sa t O_2$ や総ヘモグロビン量を取得することから、「特徴量取得部」ともいう。図5は、画像生成処理（指標計算処理及び特徴量取得処理を含む。）を表現するフローチャートである。

#### 【0063】

分光分析モードが選択されている場合は、上述のように、フィルタ制御部420は回転フィルタ410を一定の回転数で回転駆動する。そして、光源部400からは、光学フィルタ415、416、417、418をそれぞれ通過した照明光ILが順次供給され、各照明光ILを用いた撮像が順次行われる（処理S1）。具体的には、光学フィルタ415を通過した照明光ILを用いて撮像したGデジタル画像データ $G_{415}(x, y)$ 、光学  
10 フィルタ416を通過した照明光ILを用いて撮像したGデジタル画像データ $G_{416}(x, y)$ 、光学フィルタ417を通過した照明光ILを用いて撮像したRデジタル画像データ $R_{417}(x, y)$ 並びに光学フィルタ（紫外線カットフィルタ）418を通過した照明光IL（白色光）を用いて撮像したRデジタル画像データ $R_{418}(x, y)$ 、Gデジタル画像データ $G_{418}(x, y)$ 及びBデジタル画像データ $B_{418}(x, y)$ がコントローラ530の内部メモリ532に記憶される。

#### 【0064】

次に、画像処理部500は、処理S1にて取得したRデジタル画像データ $R_{418}(x, y)$ 、Gデジタル画像データ $G_{418}(x, y)$ 及びBデジタル画像データ $B_{418}(x, y)$ を用いて、以下の分析処理（処理S3 - S8）の対象とする画素を選別する画素  
20 選別処理S2を行う。血液を含んでいない箇所や、組織の色がヘモグロビン以外の物質により支配的な影響を受けている箇所については、画素の色情報から酸素飽和度 $Sa t O_2$ や血流量を計算しても意味のある値は得られず、単なるノイズとなる。このようなノイズを算出して医師に提供すると、医師による診断の妨げとなるだけでなく、画像処理部500に無用な負荷を与えて処理速度を低下させるという弊害が生じる。そこで、本実施形態の画像生成処理は、分析処理に適した画素（すなわち、その色情報がヘモグロビンの分光学的特徴に適合する画素）を選別して、選別された画素に対してのみ分析処理を行うように構成されている。

#### 【0065】

画素選別処理S2では、以下の数式4、数式5及び数式6の条件を全て充足する画素のみが分析処理の対象画素として選別される。

#### 【数4】

$$B_{418}(x, y)/G_{418}(x, y) > a_1$$

#### 【数5】

$$R_{418}(x, y)/G_{418}(x, y) > a_2$$

#### 【数6】

$$R_{418}(x, y)/B_{418}(x, y) > a_3$$

ここで、 $a_1$ 、 $a_2$ 、 $a_3$ は正の定数である。

#### 【0066】

上記の3つの条件式は、血液のカラー画像における、各色成分の値の大小関係（G成分 < B成分 < R成分）に基づいて設定されている。なお、上記の3つの条件式のうちの1つ又は2つのみを使用して（例えば、血液に特有の赤色に注目し、数式5及び数式6のみを使用して）画素選別処理S2を行っても良い。

#### 【0067】

10

20

30

40

50

次に、画像処理部 500 は、規格化処理を行う。本実施形態の規格化処理には、内視鏡装置 1 自体の特性（例えば光学フィルタの透過率や撮像素子の受光感度）を補正するための第 1 規格化処理 S3 と、被写体である生体組織 T の表面状態や、生体組織 T への照明光 IL の入射角の違いによる反射率の変動を補正するための第 2 規格化処理 S4 とが含まれる。

#### 【0068】

規格化処理においては、画像処理部 500 は、光学フィルタ 415 を通過した照明光 IL を用いて取得した G デジタル画像データ  $G_{415}(x, y)$ 、光学フィルタ 417 を通過した照明光 IL を用いて取得した R デジタル画像データ  $R_{417}(x, y)$  及びベースライン画像データ  $BL_{415}(x, y)$ 、 $BL_{417}(x, y)$  から、次の数式 7 により、規格化反射率  $SR_{415}(x, y)$  が計算される。なお、各デジタル画像データ  $G_{415}(x, y)$ 、 $R_{417}(x, y)$  をそれぞれ対応するベースライン画像データ  $BL_{415}(x, y)$ 、 $BL_{417}(x, y)$  で除算することにより、内視鏡装置 1 の特性に依存する要素（装置関数）が取り除かれる（第 1 規格化処理 S3）。また、G デジタル画像データ  $G_{415}(x, y)$  を R デジタル画像データ  $R_{417}(x, y)$  で除算することにより、生体組織 T の表面状態や生体組織 T への照明光 IL の入射角の違いによる反射率の変動が補正される（第 2 規格化処理 S4）。

#### 【数 7】

$$SR_{415}(x, y) = \frac{G_{415}(x, y) / BL_{415}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)}$$

#### 【0069】

同様に、次の数式 8 により、規格化反射率  $SR_{416}(x, y)$  が計算される。

#### 【数 8】

$$SR_{416}(x, y) = \frac{G_{416}(x, y) / BL_{416}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)}$$

#### 【0070】

光学フィルタ 415、416 を通過した照明光 IL に対する生体組織 T の吸収  $A_{415}(x, y)$ 、 $A_{416}(x, y)$  は、それぞれ次の数式 9、10 により計算される（処理 S5）。

#### 【数 9】

$$A_{415}(x, y) = -\log[SR_{415}(x, y)]$$

#### 【数 10】

$$A_{416}(x, y) = -\log[SR_{416}(x, y)]$$

#### 【0071】

なお、吸収  $A_{415}(x, y)$  及び  $A_{416}(x, y)$  は、それぞれ次の数式 11、12 により近似的に計算することもできる。

【数 1 1】

$$A_{415}(x, y) = -SR_{415}(x, y)$$

【数 1 2】

$$A_{416}(x, y) = -SR_{416}(x, y)$$

【0 0 7 2】

また、上述した規格化处理（処理 S 3、S 4）を省略して、簡易的に分光分析を行うこともできる。その場合には、吸収  $A_{415}(x, y)$  及び  $A_{416}(x, y)$  は、次の数式 1 3、1 4 により計算される。

10

【数 1 3】

$$A_{415}(x, y) = -\log G_{415}(x, y)$$

【数 1 4】

$$A_{416}(x, y) = -\log G_{416}(x, y)$$

20

【0 0 7 3】

また、この場合、吸収  $A_{415}(x, y)$  及び  $A_{416}(x, y)$  は、それぞれ次の数式 1 5、1 6 により近似的に計算することもできる。

【数 1 5】

$$A_{415}(x, y) = -G_{415}(x, y)$$

【数 1 6】

$$A_{416}(x, y) = -G_{416}(x, y)$$

30

【0 0 7 4】

また、図 1 に示すヘモグロビンの吸収波長域 R 1、R 2、R 3 と光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 の通過波長域との関係から明らかなように、波長域 R 1、R 2、R 3 に対する生体組織 T の吸収  $A_{R1}(x, y)$ 、 $A_{R2}(x, y)$ 、 $A_{R3}(x, y)$  と、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 を通過した照明光 I L に対する生体組織 T の吸収  $A_{415}(x, y)$ 、 $A_{416}(x, y)$  との間には、次の数式 1 7、1 8 に示す関係がある。

【数 1 7】

$$A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y) = A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)$$

40

【数 1 8】

$$A_{R2}(x, y) = kA_{416}(x, y)$$

【0 0 7 5】

従って、指標 X（数式 2）は、次の数式 1 9 によって表される。

【数 1 9】

$$\begin{aligned}
 X(x, y) &= [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)] - A_{R2}(x, y) \\
 &= [A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)] - kA_{416}(x, y) \\
 &= A_{415}(x, y) - 2kA_{416}(x, y)
 \end{aligned}$$

【0 0 7 6】

10

また、指標 X (数式 3) は、次の数式 2 0 によっても表される。

【数 2 0】

$$\begin{aligned}
 X(x, y) &= [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)] / A_{R2}(x, y) \\
 &= [A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)] / kA_{416}(x, y) \\
 &= \frac{1}{k} \cdot \frac{A_{415}(x, y)}{A_{416}(x, y)} - 1
 \end{aligned}$$

【0 0 7 7】

20

ここで、k は、定数 (補正係数) である。光学フィルタ 4 1 5 と 4 1 6 とは、通過波長域の幅が大きく異なるため、両者を通過する光量の違いも大きい。そのため、上述したように、光学フィルタが切り替わっても同じ露出時間で適正露出が得られるように、通過光量の大きい光学フィルタ 4 1 5 に減光フィルタ 4 1 9 を重ねて、光量を調整している。その結果、光学フィルタ 4 1 5 を使用して取得した吸収  $A_{415}(x, y)$  と、光学フィルタ 4 1 6 を使用して取得した吸収  $A_{416}(x, y)$  との間の定量的な関係が崩れている。また、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 の通過波長域内の通過率は 1 0 0 % ではなく、個体によって異なる通過損失を有している。また、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 の通過波長域にも誤差がある。そのため、減光フィルタ 4 1 9 を使用しなくても、吸収  $A_{415}(x, y)$  と吸収  $A_{416}(x, y)$  との定量関係には一定の誤差が含まれる。補正係数 k は、

30

【0 0 7 8】

更に、数式 9、1 0 及び数式 7、8 を用いて数式 1 9 を整理すると、次の数式 2 1 が得られる。

【数 2 1】

$$\begin{aligned}
X(x, y) &= -\log[SR_{415}(x, y)] + 2k \log[SR_{416}(x, y)] \\
&= -\log \left[ \frac{G_{415}(x, y) / BL_{415}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] + 2k \log \left[ \frac{G_{416}(x, y) / BL_{416}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] \\
&= -\{\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)\} - \{\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)\} \\
&\quad + 2k\{\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)\} - \{\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)\} \\
&= -[\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)] + 2k[\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)] \\
&\quad + (1 - 2k)[\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)]
\end{aligned}$$

10

【0079】

従って、数式 2 1 を用いて、G デジタル画像データ  $G_{415}(x, y)$ 、 $G_{416}(x, y)$ 、R デジタル画像データ  $R_{417}(x, y)$  及びベースライン画像データ  $BL_{415}(x, y)$ 、 $BL_{416}(x, y)$ 、 $BL_{417}(x, y)$  から指標 X の値を計算することができる（処理 S 6）。

20

【0080】

また、指標 X は、次の数式 2 2 によっても近似的に求めることができる。

【数 2 2】

$$X(x, y) = -\log[SR_{415}(x, y)] + 2k \log[SR_{416}(x, y)] \cong -SR_{415}(x, y) + 2kSR_{416}(x, y)$$

30

【0081】

次に、画像処理部 500 は、各画素  $(x, y)$  について、処理 S 6 で取得した指標 X  $(x, y)$  に基づいて、酸素飽和度  $SaO_2(x, y)$  を取得する処理 S 7（図 5）を行う。処理 S 7 では、所定の条件を満たす画素については、散乱に起因する誤差が補正された酸素飽和度  $SaO_2(x, y)$  を取得する処理が行われ、所定の条件を満たさない（すなわち、補正によって却って分析結果の精度が低下する可能性がある）画素については、散乱に起因する誤差を含む未補正の酸素飽和度  $SaO_2(x, y)$  を取得する処理が行われる。

【0082】

処理 S 7 の具体的な手順を説明する前に、指標 X に含まれる散乱に起因する誤差について説明する。

40

【0083】

図 6 は、シミュレーション計算によって得られた生体組織の分光特性（反射スペクトル）であり、分光特性における散乱の影響を示したものである。消化管内壁等の生体組織の反射スペクトルは、生体組織を構成する成分による吸収の波長特性（具体的には、酸素化ヘモグロビン  $HbO_2$  及び還元ヘモグロビン  $Hb$  の吸収スペクトル特性）に加えて、散乱の波長特性の影響を受ける。図 6（a）は散乱が全く無い場合（散乱の寄与率 C が 0 % の場合）の反射スペクトルであり、図 6（c）はヘモグロビンによる吸収が全くない場合（散乱の寄与率 C が 100 % の場合）の反射スペクトルであり、図 6（b）は反射スペクトルに対する散乱の寄与とヘモグロビンの吸収の寄与の程度が同じ場合（散乱の寄与率 C が

50

50%の場合)の反射スペクトルである。生体組織の反射スペクトルは、図6(b)に近いものとなる。ここで、散乱の寄与率Cとは、生体組織の分光特性における散乱の寄与の程度(寄与度)を表すパラメータの一種である。散乱の寄与度は、分光特性のシミュレーション計算において使用される、散乱体の濃度と相関するパラメータであり、散乱項に乗ぜられるものである。本実施形態における散乱の寄与率Cは、生体組織の分光特性における散乱に起因する成分が占める割合を表すパラメータである。

【0084】

図6に示されるように、生体組織の分光特性は、散乱の強さ(寄与率C)によって変化するため、生体組織の分光特性に基づいて計算された指標Xも、散乱の強さによって値が変わり得る。つまり、処理S6で算出された指標Xは、散乱に起因する誤差を含んだもの

10

【0085】

図6(c)に示されるように、散乱のスペクトル特性は、波長に対して単調に増加する波形を呈する。そのため、撮像素子141のB、G、Rフィルタ(各フィルタの透過スペクトルの概略を図6(c)に破線で示す)を通過する散乱光の光量は、この順に大きくなり、それらの割合(例えば、Gフィルタを通過する散乱光の光量に対するRフィルタを通過する散乱光の光量の割合)は散乱の強さによらず略一定となる。また、図6(b)に代表される生体組織の反射スペクトルも、長い波長範囲で見ると、図6(c)の散乱光のスペクトルに似た、波長と共に緩やかに増加する波形を有している。生体組織の反射スペクトルの傾斜は、散乱が少ないほど小さくなり(図6(a)の波形の傾きに近づき)、散乱が多いほど大きくなる(図6(c)の波形の傾きに近づく)。そのため、2つの異なる色のフィルタをそれぞれ通過する光の光量の比率、例えばGフィルタの通過光量(Gデジタル画像データの値)とRフィルタの通過光量(Rデジタル画像データの値)との比率から、散乱の強さを概算することができる。

20

【0086】

図7は、実験値に基づくシミュレーション計算によって得られた、散乱の寄与率Cと、Rデジタル画像データ $R_{418}$ 、Gデジタル画像データ $G_{418}$ 及びBデジタル画像データ $B_{418}$ の値との関係を示したグラフである。図7より、散乱の寄与率Cに対する感受性(図7のグラフの傾き)は、Rデジタル画像データ $R_{418}$ が最も高く、Gデジタル画像データ $G_{418}$ が最も低い。従って、Rデジタル画像データ $R_{418}$ をGデジタル画像データ $G_{418}$ で割って規格化した値が、散乱の寄与率Cの良い指標となる。そこで、本実施形態では、次の数式23により散乱の寄与率Cが計算される。

30

【0087】

【数23】

$$C(x, y) = R_{418}(x, y) / G_{418}(x, y)$$

【0088】

なお、散乱の寄与率Cに対するBデジタル画像データ $B_{418}$ の感受性もGデジタル画像データ $G_{418}$ の感受性と大差無いため、Rデジタル画像データ $R_{418}$ をBデジタル画像データ $B_{418}$ で割った値も寄与率Cとして使用することができる。

40

【0089】

図8は、散乱の寄与率Cと処理S5(図5)で計算された指標Xとの関係を、真の(すなわち、散乱に起因する誤差を含まない)酸素飽和度 $SatO_2$ 毎にプロットした図である。図8に示される定量関係は、シミュレーション計算や実験により取得することができる。図8のグラフにおいて、生体組織の画像データから得られた指標X及び散乱の寄与率Cの組をプロットした点と最も近い曲線を選択し、選択した曲線に対応する酸素飽和度 $SatO_2$ を取得することで、散乱に起因する誤差が補正された酸素飽和度 $SatO_2$ の近似値を得ることができる。

50

## 【 0 0 9 0 】

本実施形態では、図 8 に示される定量関係が、シミュレーション計算や実験により予め取得され、例えば数値テーブル又は関数として、コントローラ 530 の不揮発性メモリ 532 に保持されている。

## 【 0 0 9 1 】

次に、処理 S 7 の具体的な手順について説明する。

図 9 は、酸素飽和度取得処理（特徴量取得処理）S 7 の手順を表現するフローチャートである。

## 【 0 0 9 2 】

処理 S 7 では、まず、R デジタル画像データ  $R_{418}$ 、G デジタル画像データ  $G_{418}$  及び B デジタル画像データ  $B_{418}$  の値が、散乱に起因する誤差の補正に適しているかが判定される（処理 S 7 1）。具体的には、次の数式 2 4、2 5 に示される 2 つの条件式が成立するか否かが判定される。

## 【 0 0 9 3 】

## 【 数 2 4 】

$$b_1 < C(x, y) = R_{418}(x, y) / G_{418}(x, y) < b_2$$

## 【 数 2 5 】

$$R_{418}(x, y) + G_{418}(x, y) + B_{418}(x, y) > b_3$$

ここで、 $b_1$ 、 $b_2$ 、 $b_3$  は閾値（正の定数）である。

## 【 0 0 9 4 】

数式 2 4 は、寄与率 C が小さ過ぎる場合や、逆に大き過ぎる場合は、R デジタル画像データ  $R_{418}$  又は G デジタル画像データ  $G_{418}$  の信頼性が低いと判断されるため、寄与率 C に基づく散乱の補正の対象から除外するためのものである。

## 【 0 0 9 5 】

また、数式 2 5 は、画像が暗い場合に、各画素値（R デジタル画像データ  $R_{418}$  及び G デジタル画像データ  $G_{418}$ ）の信頼性が低いと判断されるため、明るさの下限を規定するものである。なお、数式 2 5 に替えて、例えば G デジタル画像データ  $G_{418}$  のみを使用して、次の数式 2 6 により明るさの下限を設定してもよい。

## 【 数 2 6 】

$$G_{418}(x, y) > b_3'$$

ここで、 $b_3'$  は閾値（正の定数）である。

## 【 0 0 9 6 】

数式 2 4 及び数式 2 5（又は数式 2 6）の 2 つの条件が両方とも成立する場合には（S 7 1：YES）、処理 S 7 2～7 3 へ進み、散乱の影響が補正された酸素飽和度  $SaO_2$  が取得される。また、いずれか一方でも成立しない場合には（S 7 1：NO）、処理 S 7 4 へ進み、散乱に起因する誤差を含む未補正の酸素飽和度  $SaO_2$  が取得される。

## 【 0 0 9 7 】

処理 S 7 2 では、各画素（ $x, y$ ）について、上述した数式 2 3 により寄与率  $C(x, y)$  が計算される。

## 【 0 0 9 8 】

処理 S 7 3 では、図 8 に示される定量関係を用いて、処理 S 7 2 で得られた散乱の寄与率  $C(x, y)$  と、処理 S 5 で得られた指標  $X(x, y)$  とに基づいて、散乱に起因する誤差が補正されたヘモグロビンの酸素飽和度  $SaO_2(x, y)$  が取得される。具体的には、処理 S 7 2 で得られた散乱の寄与率  $C(x, y)$  と、処理 S 5 で得られた指標  $X$

$(x, y)$  との対  $(C, X)$  を図 8 のグラフ上にプロットしたときに、プロットされた点  $(C, X)$  に最も近い曲線が選択され、選択された曲線に対応する酸素飽和度  $SatO_2(x, y)$  が、その画素  $(x, y)$  における酸素飽和度  $SatO_2(x, y)$  として取得される。

【0099】

なお、本実施形態の処理 S 7 3 では、上述したように、図 8 のグラフ上にプロットした点  $(C, X)$  と最も近い曲線に対応する酸素飽和度  $SatO_2$  が取得されるが、本発明はこの構成に限定されない。例えば、図 8 のグラフ上で点  $(C, X)$  に隣接する（すなわち、点  $(C, X)$  を間に挟む）一対の曲線を選択し、各曲線に対応する酸素飽和度  $SatO_2$  について、点  $(C, X)$  と各曲線との距離に応じて重み付けした加重平均を計算し、この加重平均値を画素  $(x, y)$  の酸素飽和度  $SatO_2$  として取得することもできる。

10

【0100】

図 10 を参照して、加重平均により酸素飽和度  $SatO_2$  を取得する方法の具体例を説明する。図 10 の例では、酸素飽和度  $SatO_2$  が 40% の場合における寄与率  $C$  と指標  $X$  との関係を表す曲線 A と、酸素飽和度  $SatO_2$  が 50% の場合の曲線 B との間に、分析処理で得られた点  $(C, X)$  が位置する。寄与率  $C$  において、曲線 A の指標が  $X_a$  であり、曲線 B の指標が  $X_b$  である場合、点  $(C, X)$  に対応する酸素飽和度  $SatO_2$ （散乱に起因する誤差が補正されたもの）は、次の数式 2 7 の加重平均により計算される。

【0101】

【数 2 7】

20

$$\begin{aligned} SatO_2 &= \frac{X - X_b}{X_a - X_b} \cdot [SatO_2]_a + \frac{X_a - X}{X_a - X_b} \cdot [SatO_2]_b \\ &= \frac{X - X_b}{X_a - X_b} \cdot 40\% + \frac{X_a - X}{X_a - X_b} \cdot 50\% \end{aligned}$$

ここで、 $[SatO_2]_a$  は曲線 A に対応する酸素飽和度  $SatO_2$ （40%）であり、 $[SatO_2]_b$  は曲線 B に対応する酸素飽和度  $SatO_2$ （50%）である。

【0102】

また、コントローラ 5 3 0 の不揮発性メモリ 5 3 2 には、予め実験的に取得された、散乱の影響が考慮されていない、ヘモグロビンの酸素飽和度  $SatO_2$  と指標  $X$  の値との定量的関係を表す数値テーブル（又は関数）が記憶されている。処理 S 7 4 では、コントローラ 5 3 0 は、この数値テーブル（又は関数）を参照して、処理 S 5 で得られた指標  $X$  の値に対応する酸素飽和度  $SatO_2(x, y)$  を取得する。

30

【0103】

コントローラ 5 3 0 の不揮発性メモリ 5 3 2 には、酸素飽和度  $SatO_2(x, y)$  と表示色（画素値）との関係を表す数値テーブル（又は関数）が記憶されている。そして、処理 S 8（図 5）において、コントローラ 5 3 0 は、この数値テーブル（又は関数）を参照して、処理 S 7 で得られた酸素飽和度  $SatO_2(x, y)$  に対応する表示色を表す画素値を取得する。

40

【0104】

また、コントローラ 5 3 0 は、光学フィルタ（紫外線カットフィルタ）4 1 8 を通過した照明光  $I_L$ （白色光）を使用して撮像した R デジタル画像データ  $R_{418}(x, y)$ 、G デジタル画像データ  $G_{418}(x, y)$  及び B デジタル画像データ  $B_{418}(x, y)$  から、通常観察画像データを生成する。

【0105】

図 11 にコントローラ 5 3 0 が生成する画像データの表示例を示す。図 11（a）は、上述の処理 S 8 により生成した酸素飽和度分布画像データ（2 次元表示）の表示例である。また、図 11（b）は、酸素飽和度  $SatO_2$  を垂直軸とする 3 次元グラフの形式で生成した酸素飽和度分布画像データ（3 次元表示）の表示例である。なお、図 11 は、中指

50

の近位指節間関節付近を輪ゴムで圧迫した状態の右手を観察したものである。右中指の圧迫部よりも遠位側において、圧迫によって血流が阻害されたことにより、酸素飽和度  $Sa t O_2$  が低くなっている様子が表されている。

#### 【0106】

更に、コントローラ 530 は、生成した酸素飽和度分布画像データ及び通常観察画像データから、1画面上に通常観察画像と酸素飽和度分布画像を並べて表示する画面データを生成して、ビデオメモリ 540 に記憶させる。なお、コントローラ 530 は、ユーザ操作に応じて、酸素飽和度分布画像のみを表示する表示画面や、通常観察画像のみを表示する表示画面、酸素飽和度分布画像及び/又は通常観察画像に患者のID情報や観察条件等の付帯情報をスーパーインポーズ表示した表示画面等、種々の表示画面を生成することができる。

10

#### 【0107】

次に、検量モードにおいて、補正係数  $k$  を決定する方法について説明する。本実施形態では、指標  $X$  の理論計算値と実測値とを比較して、実測値が理論計算値に最も近い値となるように補正係数  $k$  の値を決定する。

#### 【0108】

図12に、本発明の実施形態における補正係数  $k$  の決定に使用される検量線の例を示す。図12(a)は、一般的な検量線の一例であり、横軸に指標  $X$  の理論値をとり、縦軸に上記の分析処理によって取得した指標  $X$  の実測値をとったものである。黒丸は実測値のプロットであり、破線  $Ma$  は最小二乗法により実測値をフィッティングした直線である。また、実線は、理論値通りの実測値が得られた場合のプロットである基準線  $Ref$  を示す。

20

#### 【0109】

指標  $X$  の実測値は、酸素飽和度  $Sa t O_2$  が既知の生体組織（例えば、血液）のサンプルを使用した分析処理により取得される。また、数式19により定義される指標  $X$  の理論値は、実際に使用する光学フィルタ 415 及び 416 の透過スペクトルと、血液の反射スペクトル（又は吸収スペクトル）とを用いて計算される。具体的には、指標  $X$  の理論値は、例えば、光学フィルタ 415（光学フィルタ 416）の透過スペクトルと血液の反射スペクトルとを乗じて積分したものを吸収  $A_{415}$ （吸収  $A_{416}$ ）とすることで、数式19から計算される。

#### 【0110】

30

基準線  $Ref$  と実測値  $Ma$  とのずれは、基準線  $Ref$  に対する破線  $Ma$  との傾きとして表現される。十分な感度が得られない現象、いわゆる破線  $Ma$  の勾配が緩やかになる現象は、減光フィルタ 419 の使用によって、数式19における吸収  $A_{415}(x, y)$  と吸収  $A_{416}(x, y)$  との間の定量的な関係が崩れることに起因している。補正係数  $k$  として適切な値を選択することにより、減光フィルタ 419 の使用に起因する誤差が補正され、指標  $X$  の実測値が、理論値に対して、誤差が少なくかつ高い相関を有する状態とすることができる。

#### 【0111】

図12(b)は、検量線の変形例である。図12(b)の検量線は、横軸にサンプルの酸素飽和度を取り、縦軸に指標  $X$  をとったものである。黒丸は実測値のプロットであり、破線  $Mb$  は最小二乗法により実測値をフィッティングした直線である。また、実線  $Ref$  は理論計算値を示す。なお、サンプルの酸素飽和度は、理想的な分光測定法により正確に測定された値である。この検量線は、図12(a)の検量線から横軸のスケールを変更したもので、実質的に等価なものであるが、酸素飽和度の値との関係を把握し易いという利点がある。

40

#### 【0112】

なお、上記の検量線を使用して補正係数  $k$  を決定する方法は、酸素飽和度  $Sa t O_2$  の異なる複数のサンプルの分析結果を使用するものであるが、一つのサンプルの分析結果のみを使用して補正係数  $k$  を決定してもよい。

#### 【0113】

50

また、ヘモグロビンの吸収波長域  $R_1$ 、 $R_2$ 、 $R_3$ （すなわち、光学フィルタ 415 の通過波長域）に着目すると、酸素飽和度  $SatO_2$  の変化に応じて各波長域  $R_1$ 、 $R_2$ 、 $R_3$  の吸収  $A_{R_1}(x, y)$ 、 $A_{R_2}(x, y)$ 、 $A_{R_3}(x, y)$  は変化するが、これらの和  $Y$ （数式 28 に示す）は略一定となる。また、この吸収の和  $Y$  は、生体組織中の総ヘモグロビン量（酸素化ヘモグロビン  $HbO_2$  と還元ヘモグロビン  $Hb$  の濃度の和）に比例するため、これを総ヘモグロビン量を示す指標として用いることは妥当である。

【数 28】

$$Y(x, y) = A_{R1}(x, y) + A_{R2}(x, y) + A_{R3}(x, y) = A_{415}$$

10

【0114】

なお、上述した処理 S7 と同様に、数値テーブルや関数を用いて、指標  $Y$  から総ヘモグロビン量の値を取得することができる。また、処理 S72 ~ 73 と同様に、散乱の寄与率  $C$  に基づいて、散乱の影響が補正された総ヘモグロビン量の値を取得することもできる。

【0115】

悪性腫瘍の組織では、血管新生により正常な組織よりも総ヘモグロビン量が多く、尚且つ、酸素の代謝が顕著であるため酸素飽和度  $SatO_2$  は正常な組織よりも低いことが知られている。そこで、コントローラ 530 は、数式 28 により計算した総ヘモグロビン量を示す指標  $Y$  が所定の基準値（第 1 基準値）よりも大きく、且つ、数式 19 等により計算した酸素飽和度  $SatO_2$  を示す指標  $X$  が所定の基準値（第 2 基準値）よりも小さい画素を抽出して、例えば通常観察画像データの対応する画素に対して強調表示処理を行った病変部強調画像データを生成し、通常観察画像及び / 又は酸素飽和度分布画像と共に（或いは単独で）病変部強調画像をモニタ 300 に表示することもできる。

20

【0116】

強調表示処理としては、例えば、該当する画素の画素値を増加させる処理や、色相を変化させる処理（例えば、 $R$  成分を増加させて赤味を強くする処理や、色相を所定角度だけ回転させる処理）、該当する画素を明減させる（あるいは、周期的に色相を変化させる）処理がある。また、これらの処理の 2 つ以上を組み合わせた処理をしてもよい。

【0117】

また、コントローラ 530 が、病変部強調画像データの代わりに、例えば、指標  $X(x, y)$  の平均値からの偏差と、指標  $Y(x, y)$  の平均値からの偏差に基づいて、悪性腫瘍の疑いの度合を示す指標  $Z(x, y)$  を計算して、指標  $Z$  を画素値とする画像データ（悪性疑い度画像データ）を生成する構成としてもよい。

30

【0118】

（第 1 変形例）

次に、上述した本発明の実施形態の第 1 変形例について説明する。

上述した実施形態では、数式 2 に示されるように、各波長域  $R_1$ 、 $R_2$ 、 $R_3$  の吸収  $A_{R1}$ 、 $A_{R2}$ 、 $A_{R3}$  に重み付けをせずに（但し、各波長域の増減が揃うように符号を調整した上で）加算して、指標  $X$  が計算された。これに対して、本変形例は、指標  $X$  を計算する際に、各波長域の吸収  $A_{R1}$ 、 $A_{R2}$ 、 $A_{R3}$  に重み付けをすることで、酸素飽和度  $SatO_2$  の変化に対する指標  $X$  の感度を向上させるものである。

40

【0119】

図 1 に示されるように、波長域  $R_2$  では、波長域  $R_1$ 、 $R_3$  と比べて、酸素飽和度  $SatO_2$  の変化に対する吸光度の変動幅が大きい。そのため、波長域  $R_2$  における吸収  $A_{R2}$  に対する重みを大きく設定することによって、酸素飽和度  $SatO_2$  の変化に対する指標  $X$  の感度を向上させることができる。

【0120】

具体的には、吸収  $A_{R2}$  に対して 2 倍の重みを付けて、次の数式 29 により指標  $X$  が計算される。

【数 2 9】

$$\begin{aligned}
X(x, y) &= [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)] - 2 \times A_{R2}(x, y) \\
&= [A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)] - 2kA_{416}(x, y) \\
&= A_{415}(x, y) - 3kA_{416}(x, y) \\
&= -\log[SR_{415}(x, y)] + 3k \log[SR_{416}(x, y)] \\
&= -\log \left[ \frac{G_{415}(x, y) / BL_{415}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] + 3k \log \left[ \frac{G_{416}(x, y) / BL_{416}(x, y)}{R_{417}(x, y) / BL_{417}(x, y)} \right] \\
&= -\{[\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)] - [\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)]\} \\
&\quad + 3k\{[\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)] - [\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)]\} \\
&= -[\log G_{415}(x, y) - \log BL_{415}(x, y)] + 3k[\log G_{416}(x, y) - \log BL_{416}(x, y)] \\
&\quad + (1 - 3k)[\log R_{417}(x, y) - \log BL_{417}(x, y)]
\end{aligned}$$

【0 1 2 1】

また、指標 X は、次の数式 3 0 によって近似的に求めることもできる。

【数 3 0】

$$X(x, y) = -\log[SR_{415}(x, y)] + 3k \log[SR_{416}(x, y)] \cong -SR_{415}(x, y) + 3kSR_{416}(x, y)$$

【0 1 2 2】

なお、上述した第 1 変形例では、吸収  $A_{R1}$ 、 $A_{R3}$  に対する吸収  $A_{R2}$  の重みの割合を 2 倍にしているが、この割合は、好適な感度やノイズ量が得られるように、他の値（例えば、1.5 倍や 2.4 倍等）に適宜変更することができる。また、数式 2 9 を一般化して、吸収  $A_{R1}$ 、 $A_{R3}$  の重みを  $w1$  とし、吸収  $A_{R2}$  の重みを  $w2$  とすると、数式 3 1 により指標 X を記述することができる。

【0 1 2 3】

【数 3 1】

$$\begin{aligned}
X(x, y) &= w1 \times [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)] - w2 \times A_{R2}(x, y) \\
&= w1 \cdot [A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)] - w2 \cdot k \cdot A_{416}(x, y) \\
&= w1 \cdot A_{415}(x, y) - k \cdot (w1 + w2) \cdot A_{416}(x, y) \\
&= -w1 \cdot \log[SR_{415}(x, y)] + k \cdot (w1 + w2) \cdot \log[SR_{416}(x, y)]
\end{aligned}$$

【 0 1 2 4 】

また、指標 X は、次の数式 3 2 によって近似的に求めることもできる。

【 数 3 2 】

$$X(x, y) \cong -w1 \cdot SR_{415}(x, y) + k \cdot (w1 + w2) \cdot SR_{416}(x, y)$$

【 0 1 2 5 】

(第 2 変形例)

次に、本発明の実施形態の第 2 変形例について説明する。

上述した実施形態では、数式 2 に示されるように、酸素飽和度 S a t O<sub>2</sub> の増大と共に 10  
吸収が増大する波長域 R 1、R 3 における吸収 A<sub>R 1</sub>、A<sub>R 3</sub> の和と、酸素飽和度 S a t  
O<sub>2</sub> の増大と共に吸収が減少する波長域 R 2 における吸収 A<sub>R 2</sub> との差分により指標 X が  
計算された。これに対して、本変形例では、吸収 A<sub>R 1</sub>、A<sub>R 3</sub> の和と吸収 A<sub>R 2</sub> との比  
率によって指標 X が計算される。

【 0 1 2 6 】

具体的には、次の数式 3 3 により指標 X が計算される。

【 数 3 3 】

$$X(x, y) = \frac{A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)}{A_{R2}(x, y)} \quad 20$$

$$= \frac{A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)}{kA_{416}(x, y)}$$

$$= \frac{A_{415}(x, y)}{kA_{416}(x, y)} - 1$$

$$= \frac{\log[SR_{415}(x, y)]}{k \log[SR_{416}(x, y)]} - 1 \quad 30$$

【 0 1 2 7 】

また、指標 X は、次の数式 3 4 によって近似的に求めることもできる。

【 数 3 4 】

$$X(x, y) \cong \frac{SR_{415}(x, y)}{kSR_{416}(x, y)} - 1$$

【 0 1 2 8 】

また、酸素飽和度 S a t O<sub>2</sub> に対して正の相関を有する波長域 R 1、R 3 の吸収の和 A<sub>R 1</sub> + A<sub>R 3</sub> に対して重み w 1 を与え、負の相関を有する波長域 R 2 の吸収 A<sub>R 2</sub> に対し  
て重み w 2 を与えて、次の数式 3 5 又は数式 3 6 により指標 X を計算してもよい。

40

【数 3 5】

$$\begin{aligned}
 X(x, y) &= \frac{w1 \cdot [A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)]}{w2 \cdot [A_{R2}(x, y)]} \\
 &= \frac{w1}{w2} \cdot \frac{A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)}{k \cdot A_{416}(x, y)} \\
 &= \frac{w1}{w2} \cdot \left[ \frac{A_{415}(x, y)}{kA_{416}(x, y)} - 1 \right] \\
 &= \frac{w1}{w2} \cdot \left\{ \frac{\log[SR_{415}(x, y)]}{k \log[SR_{416}(x, y)]} - 1 \right\}
 \end{aligned}$$

10

【数 3 6】

$$\begin{aligned}
 X(x, y) &= \frac{[A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)]^{w1}}{[A_{R2}(x, y)]^{w2}} \\
 &= \frac{[A_{415}(x, y) - kA_{416}(x, y)]^{w1}}{[kA_{416}(x, y)]^{w2}} \\
 &= \frac{\{-\log[SR_{415}(x, y)] + k \log[SR_{416}(x, y)]\}^{w1}}{[kA_{416}(x, y)]^{w2}}
 \end{aligned}$$

20

【0 1 2 9】

30

また、波長域 R 1、R 3 における吸収  $A_{R1}$ 、 $A_{R3}$  は、酸素化ヘモグロビン  $HbO_2$  の濃度（すなわち酸素飽和度  $SatO_2$ ）に比例し、波長域 R 2 における吸収  $A_{R2}$  は還元ヘモグロビン  $Hb$  の濃度（すなわち  $1 - SatO_2$ ）に比例するため、数式 3 3 の第 1 行から次の数式 3 7 が得られる。

【数 3 7】

$$X(x, y) = \frac{A_{R1}(x, y) + A_{R3}(x, y)}{A_{R2}(x, y)} \propto \frac{D_{Sat}(x, y)}{1 - D_{Sat}(x, y)}$$

ここで、 $D_{Sat}(x, y)$  は、画素  $(x, y)$  における酸素飽和度  $SatO_2$  である。

40

【0 1 3 0】

従って、数式 3 7 によって計算された指標  $X$  は、 $D_{Sat}(x, y)$ （酸素飽和度  $SatO_2$ ）が増加して 1 に近づくにつれて、指数関数的に増大するため、感度の良い指標となる。

【0 1 3 1】

(第 3 変形例)

次に、本発明の実施形態の第 3 変形例について説明する。

上述した実施形態では、第 2 規格化处理 S 4 において、光学フィルタ 4 1 7 を通過した 650nm 帯の照明光  $I_L$  を用いて撮像した R デジタル画像データ  $R_{417}(x, y)$  で

50

除算する処理が行われるが、本発明はこの構成に限定されるものではない。例えば、第2規格化処理において、光学フィルタ418（あるいは、波長依存性を有しない減光フィルタや単なる透明な窓でもよい）を通過した照明光I<sub>L</sub>を用いて撮影されたR、G、Bの各デジタル画像データの和で除算する構成を採用することもできる。

【0132】

この場合、規格化反射率 $SR_{415}(x, y)$ 、 $SR_{416}(x, y)$ は、それぞれ数式38、39により計算される。

【数38】

$$SR_{415}(x, y) = \frac{G_{415}(x, y) / BL_{415}(x, y)}{\frac{R_{418}(x, y)}{BL_{R418}(x, y)} + \frac{G_{418}(x, y)}{BL_{G418}(x, y)} + \frac{B_{418}(x, y)}{BL_{B418}(x, y)}}$$

10

【数39】

$$SR_{416}(x, y) = \frac{G_{416}(x, y) / BL_{416}(x, y)}{\frac{R_{418}(x, y)}{BL_{R418}(x, y)} + \frac{G_{418}(x, y)}{BL_{G418}(x, y)} + \frac{B_{418}(x, y)}{BL_{B418}(x, y)}}$$

20

【0133】

ここで、ベースライン画像データ $BL_{R418}(x, y)$ 、 $BL_{G418}(x, y)$ 及び $BL_{B418}(x, y)$ は、光学フィルタ418を通過した照明光I<sub>L</sub>による照明下で色基準板を撮影して得たRデジタル画像データ $R_{418}(x, y)$ 、Gデジタル画像データ $G_{418}(x, y)$ 及びBデジタル画像データ $B_{418}(x, y)$ である。

【0134】

以上が本発明の実施形態の説明であるが、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

【0135】

30

上記の実施形態では、生体組織の分光特性に散乱が影響を与える度合（寄与度）を百分率で表した寄与率Cが計算されるが、本発明はこの構成に限定されず、散乱の寄与度を表す他の指標（例えば、5段階の水準を表す1～5の整数値）を使用してもよい。

【0136】

また、上記の実施形態では、指標X（又は指標Y）と散乱の寄与率Cから、散乱による誤差を含まない（厳密には、誤差が低減された）酸素飽和度 $SatO_2$ （又は総ヘモグロビン量）が取得されるが、散乱の寄与率Cに基づいて指標X（又は指標Y）を補正することもできる。

【0137】

また、上記の実施形態では、Rデジタル画像データ $R_{418}(x, y)$ とGデジタル画像データ $G_{418}(x, y)$ 、又はRデジタル画像データ $R_{418}(x, y)$ とBデジタル画像データ $B_{418}(x, y)$ の2色の単色画像データに基づいて散乱の寄与率Cが計算されるが、本発明はこの構成に限定されない。例えば、Rデジタル画像データ $R_{418}(x, y)$ 、Gデジタル画像データ $G_{418}(x, y)$ 及びBデジタル画像データ $B_{418}(x, y)$ の3色の単色画像データに基づいて、例えば最小二乗法や加重平均計算により、寄与率Cを計算する構成としてもよい。また、例えば、Rデジタル画像データ $R_{418}(x, y)$ のみから寄与率Cを計算してもよい。

40

【0138】

また、上記の実施形態では、生体組織中のヘモグロビンの濃度分布の分析に本発明を適用したものであるが、生体組織の色を変化させる別の生体物質（例えば、ホルモン等の分

50

泌物)の濃度分布の分析にも本発明を適用することができる。

【0139】

また、上記の実施形態において、酸素飽和度  $SatO_2$  の指標  $X$  や総ヘモグロビン量の指標  $Y$  の取得に使用された数式は一例であり、別の計算手順や手法によって各指標を取得する構成としてもよい。

【0140】

また、上記の実施形態では、指標  $X$  の値に基づいて数値テーブル又は関数から酸素飽和度  $SatO_2$  の値を取得し、更に所定の定数を乗じて酸素飽和度分布画像の画素値を計算しているが、本発明はこの構成に限定されるものではない。指標  $X$  は酸素飽和度  $SatO_2$  に対して単調に増加する数値であるため、指標  $X$  の値をそのまま(又は所定の定数を乗じて)酸素飽和度分布画像の画素値として用いることもできる。

10

【0141】

また、本実施形態の撮像素子 141 は、その前面に  $R$ 、 $G$ 、 $B$  の原色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子であるとして説明したが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、例えば、 $Y$ 、 $Cy$ 、 $Mg$ 、 $G$  の補色系カラーフィルタを備えたカラー画像撮像用の撮像素子を用いてもよい。

【0142】

また、本実施形態の撮像素子 141 は、オンチップのカラーフィルタ 141a を備えたカラー画像撮像用の撮像素子であるとして説明したが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、例えば、白黒画像撮像用の撮像素子を用い、いわゆる面順次方式のカラーフィルタを備えた構成としてもよい。また、カラーフィルタ 141a は、オンチップの構成に限定されるものではなく、光源 430 から撮像素子 141 までの光路中への配置が可能である。

20

【0143】

また、上記の実施形態では、回転フィルタ 410 が使用されるが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、通過波長域が切換え可能な他の方式の波長可変フィルタを使用してもよい。

【0144】

また、上記の実施形態では、回転フィルタ 410 が光源側に設けられ、照射光  $IL$  に対してフィルタリングを行う構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、回転フィルタ 410 を撮像素子側(例えば、対物光学系 121 と撮像素子 131 との間)に設けて、被写体からの戻り光をフィルタリングする構成としてもよい。

30

【0145】

また、上記の実施形態では、分光分析モードにおいて、回転フィルタ 410 を一定の回転数で回転させながら、所定の時間間隔で撮像を行う構成が採用されているが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、例えば、回転フィルタ 410 の回転位置を所定の時間間隔で段階的に変化させ、回転フィルタ 410 が静止した状態で撮像を行う構成としてもよい。

【0146】

また、上記の実施形態では、照明用の広帯域光を発生する光源としてキセノンランプ等の白色光源が使用されるが、使用する各光学フィルタの通過波長域全域に亘って十分な光量を有する非白色の広帯域光を発生する光源を使用してもよい。

40

【0147】

また、例えば、 $R$ 、 $G$ 、 $B$  の各波長域の光をそれぞれ発生する原色光源を設け、各原色光源が発生する光を合波したものを白色光  $WL$  として使用してもよい。この場合、 $G$  原色光源以外はレーザ等の狭帯域光源を使用することもできる。また、 $G$  原色光源には、少なくとも第 1 照明波長域(図 1 に示される波長域  $R0$ )の全域に亘って十分な光量を有する広帯域光を発生する光源が使用される。

【0148】

また、上記の実施形態では、光学フィルタ 415 の通過波長域  $R0$  が吸収ピーク  $P1$ 、

50

P 2 及び P 3 の 3 つのピーク波長を含んでいるが、第 1 照明波長域が隣接する 2 つの吸収ピーク（具体的には吸収ピーク P 1 及び P 2 又は吸収ピーク P 2 及び P 3）のみを含む構成としてもよい。

**【 0 1 4 9 】**

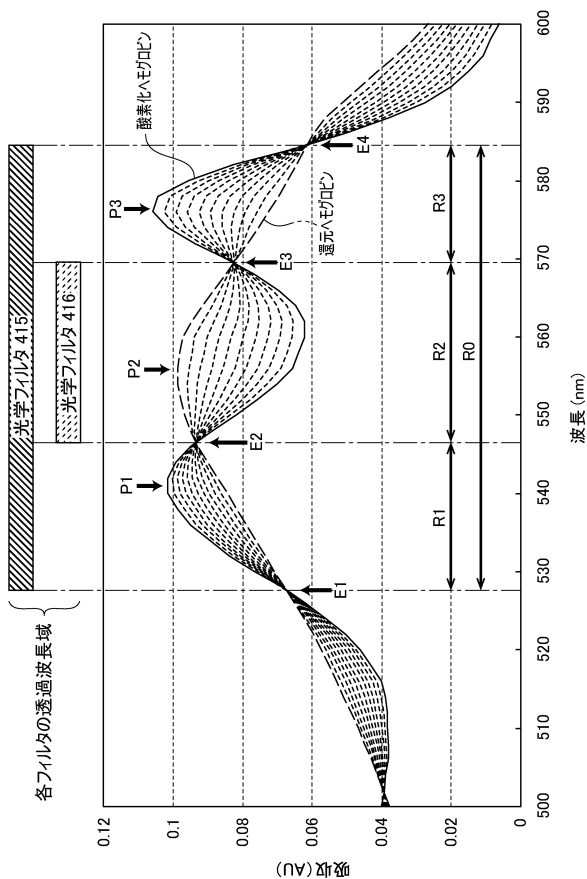
また、上記の実施形態では、透過型の光学フィルタが使用されるが、通過波長域を反射する反射型の光学フィルタを使用してもよい。

**【 0 1 5 0 】**

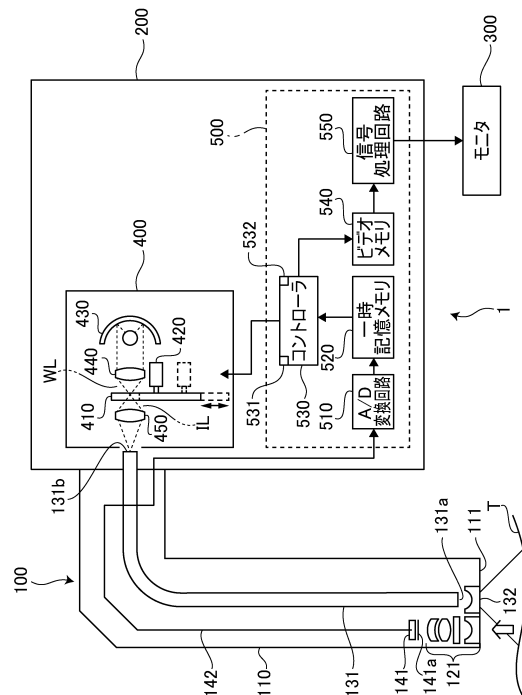
また、上記の実施形態は、本発明をデジタルカメラの一形態である電子内視鏡装置に適用した例であるが、他の種類のデジタルカメラ（例えば、デジタル一眼レフカメラやデジタルビデオカメラ）を使用したシステムに本発明を適用することもできる。例えば、本発明をデジタルスチルカメラに適用すると、体表組織の観察や開頭手術時の脳組織の観察（例えば、脳血流量の迅速検査）を行うことができる。

10

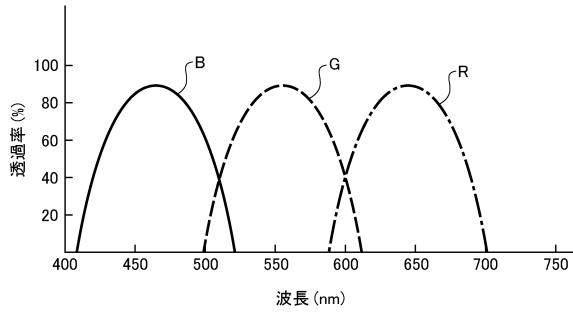
【 図 1 】



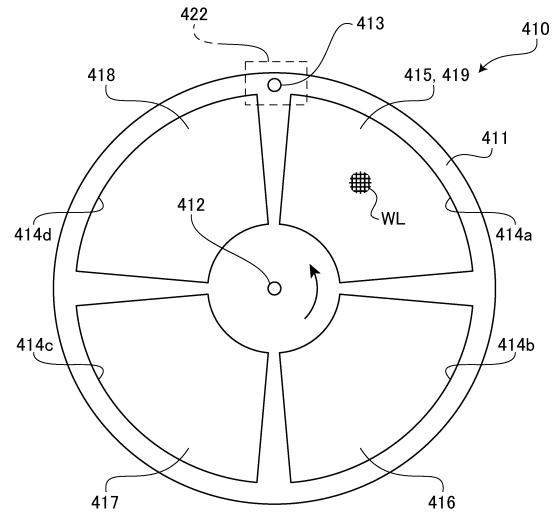
【圖 2】



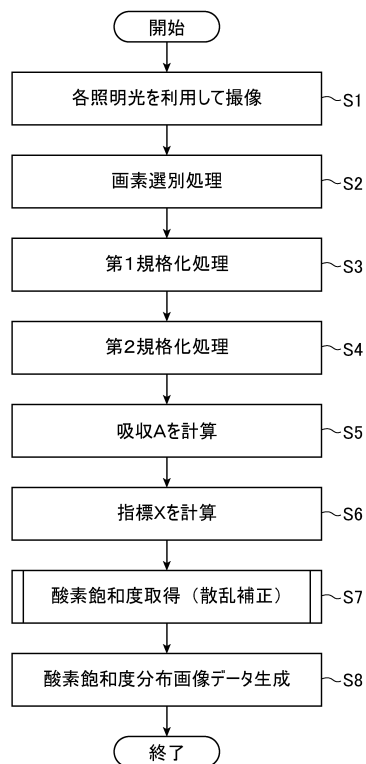
【図 3】



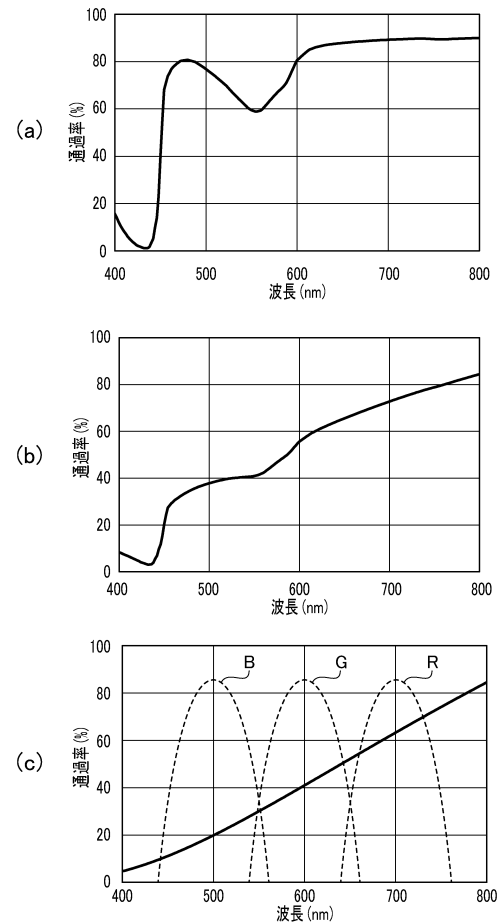
【図 4】



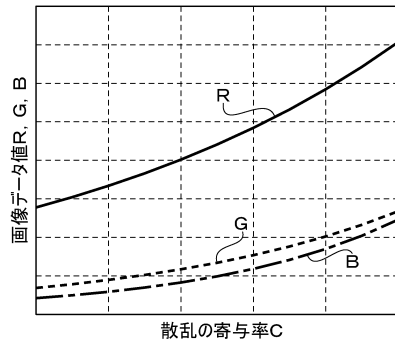
【図 5】



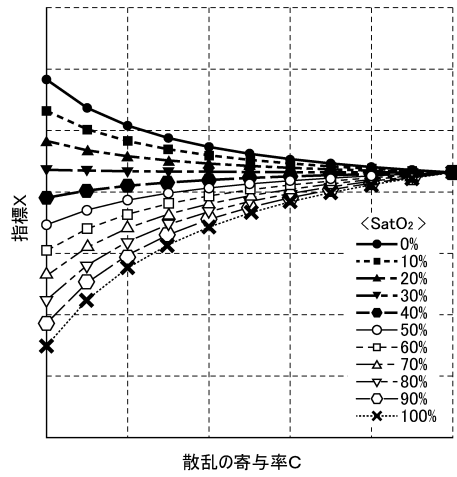
【図 6】



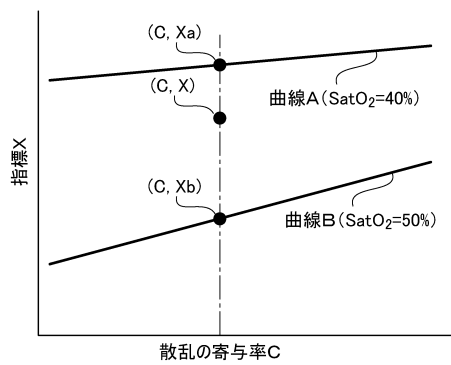
【図 7】



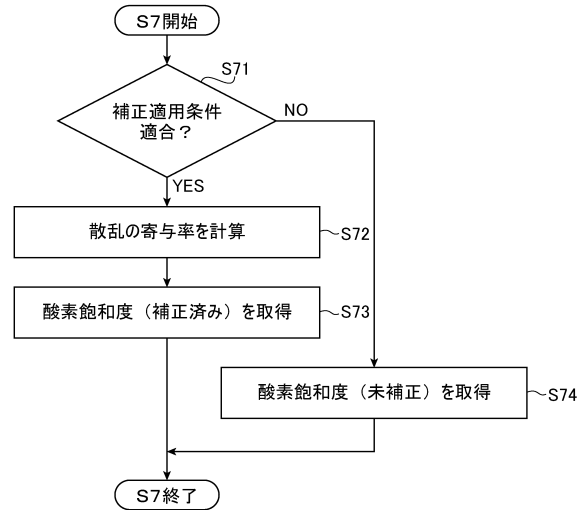
【図 8】



【図 10】

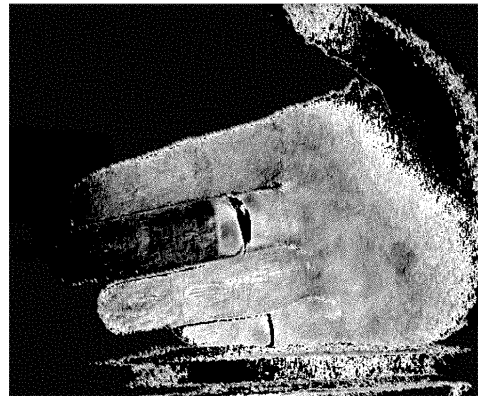


【図 9】

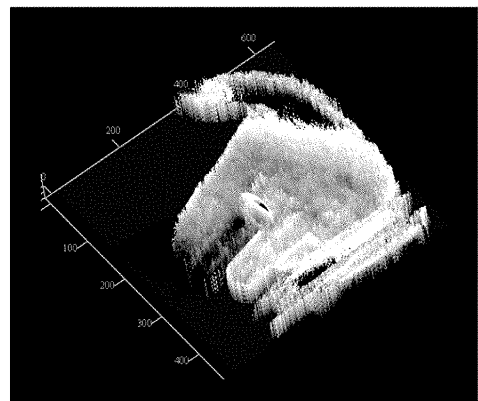


【図 11】

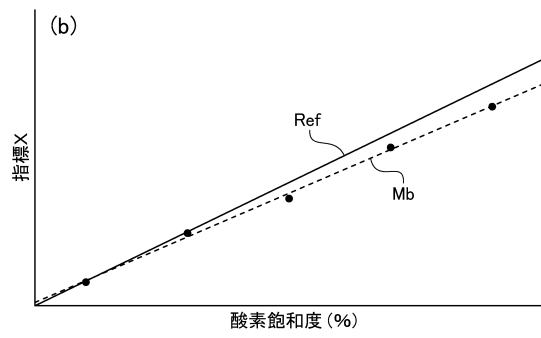
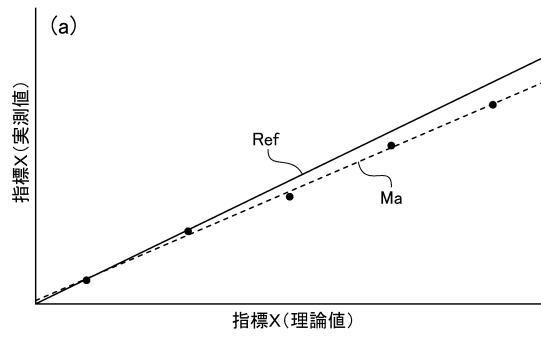
(a)



(b)



【図 12】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2013/172156(WO,A1)  
特開2002-085342(JP,A)  
国際公開第2014/192781(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)  
A61B 1/00-5/22