

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6655735号
(P6655735)

(45) 発行日 令和2年2月26日 (2020.2.26)

(24) 登録日 令和2年2月5日 (2020.2.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 7

A 6 1 B 1/045 6 1 5

A 6 1 B 1/00 6 5 0

A 6 1 B 1/00 5 1 3

請求項の数 10 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2018-560412 (P2018-560412)
 (86) (22) 出願日 平成30年1月9日 (2018.1.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2018/000212
 (87) 国際公開番号 W02018/128195
 (87) 国際公開日 平成30年7月12日 (2018.7.12)
 審査請求日 平成31年4月19日 (2019.4.19)
 (31) 優先権主張番号 特願2017-939 (P2017-939)
 (32) 優先日 平成29年1月6日 (2017.1.6)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 日本国 (JP)

(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10番1号
 (74) 代理人 110000165
 グローバル・アイビー東京特許業務法人
 (72) 発明者 千葉 亨
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
 O Y A 株式会社内
 審査官 北島 拓馬

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 キャリブレーション用固体試料、内視鏡システム、及び固体試料の作製方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡を用いて算出するヘモグロビンの酸素飽和度に関してキャリブレーションを行うことができるキャリブレーション用参照試料として用いられる固体試料であって、

前記固体試料に入射した光の反射光あるいは透過光を内視鏡で受光することにより、ヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度のレベルに応じて値が定まるキャリブレーション測定値を取得することができるように前記固体試料は構成され、

複数の色材を有し、前記複数の色材の混合比率を調整することにより、所定の濃度及び所定の酸素飽和度のヘモグロビンの吸光特性を再現した、非生体物質からなる色材群と、前記色材群の各色材が分散した樹脂材と、を有し、

前記色材群は、波長520～600nmの波長帯域に、2つの吸光ピーク波長を有する第1色材と、波長400～440nmの波長帯域に、1つの吸光ピーク波長を有する第2色材と、を少なくとも含み、前記色材群で再現した吸光特性の波長帯域は、400～600nmの波長帯域である、

生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するためのキャリブレーションの参照試料として用いる固体試料。

【請求項2】

前記固体試料における波長520～600nmの波長帯域の吸光スペクトルは、2つの吸光ピークと、前記2つの吸光ピークの間挟まれ、前記2つの吸光ピークの間で吸光率が最低になる吸光ボトムとを備え、

前記 2 つの吸光ピークのそれぞれと、前記 2 つの吸光ピークのそれぞれに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ピークとの間の波長のずれは、いずれも 2 nm 以下であり、

前記吸光ボトムと、前記吸光ボトムに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ボトムとの間の波長のずれは、それぞれ 2 nm 以下であり、

前記 2 つの吸光ピークのそれぞれにおける吸光率は、前記 2 つの吸光ピークのそれぞれに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ピークにおける吸光率に対して、いずれも 95 % ~ 105 % の範囲にある、請求項 1 に記載の固体試料。

【請求項 3】

前記固体試料における波長 520 ~ 600 nm の波長帯域の吸光スペクトルは、546 ~ 570 nm の範囲に 1 つの吸光ピークを備え、

10

前記吸光ピークにおける吸光率は、前記吸光ピークに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ピークにおける吸光率に対して、いずれも 95 % ~ 105 % の範囲にある、請求項 1 に記載の固体試料。

【請求項 4】

前記固体試料における波長 520 ~ 600 nm の波長帯域における平均吸光率の、前記固体試料の場所による変動は、前記平均吸光率の前記場所に関する平均値の 5 % 以下である、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の固体試料。

【請求項 5】

前記固体試料の波長 528 ~ 584 nm の波長帯域における平均吸光率に対する波長 546 ~ 570 nm の波長帯域における平均吸光率の比の前記固体試料の場所による変動は、前記比の前記場所に関する平均値の 1 % 以下である、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の固体試料。

20

【請求項 6】

生体組織を撮像することにより複数の画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第 1 の比率及び第 2 の比率の値を算出し、前記第 1 の比率及び前記第 2 の比率の値を用いて生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサは、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の固体試料を、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第 1 の比率のキャリブレーション測定値と、前記固体試料における前記所定のヘモグロビンの濃度の情報との間の対応付けを含む、ヘモグロビンの濃度と前記第 1 の比率の値との間の第 1 の対応関係、及び請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の固体試料を前記キャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第 2 の比率のキャリブレーション測定値と、前記固体試料における前記所定のヘモグロビンの酸素飽和度の情報との間の対応付けを含む、ヘモグロビンの酸素飽和度と前記第 2 の比率の値との間の第 2 の対応関係を記憶した記憶部を、備え、

30

前記プロセッサは、前記第 1 の対応関係及び前記第 2 の対応関係を用いて、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されている、ことを特徴とする内視鏡システム。

40

【請求項 7】

生体組織を撮像することにより複数の画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第 1 の比率及び第 2 の比率の値を算出し、前記第 1 の比率及び前記第 2 の比率の値を用いて生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサは、ヘモグロビンの濃度と前記第 1 の比率の値との間の第 1 の対応関係、ヘモグロビンの酸素飽和度と前記第 2 の比率の値との間の第 2 の対応関係、及び、請求

50

項1～5のいずれか1項に記載の固体試料を、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値のそれぞれが補正をすることにより予め設定された値になるような補正係数を記憶した記憶部を備え、

前記プロセッサは、前記画像データの値を用いて得られる前記第1の比率及び前記第2の比率の値を前記補正係数を用いて補正した値を用いて、前記第1の対応関係及び前記第2の対応関係を参照することにより、生体組織の前記ヘモグロビンの濃度及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されている、ことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項8】

前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値は、複数のヘモグロビンの濃度に対応した前記色材群の含有率が異なる複数種類の固体試料それぞれを、前記参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である、請求項6または7に記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記第1の比率は、前記生体組織のヘモグロビンの濃度に対して感度を有する比率であり、前記第2の比率は、前記生体組織のヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有する比率であり、

前記第1の比率の算出に用いる前記画像データの成分の1つは、500nm～600nmの範囲内の第1波長帯域の成分であり、

20

前記第2の比率の算出に用いる前記画像データの成分の1つは、前記第1波長帯域より狭い第2の波長帯域の成分である、請求項6～8のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

内視鏡を用いて算出されるヘモグロビンの酸素飽和度に関してキャリブレーションを行うことができるキャリブレーション用参照試料として用いる、非生体物質からなる固体試料の作製方法であって、

前記固体試料に入射した光の反射光あるいは透過光を内視鏡で受光することにより、ヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度のレベルに応じて値が定まるキャリブレーション測定値を取得することができるように前記固体試料は構成され、

30

所定のヘモグロビンの酸素飽和度を有するヘモグロビンの吸光特性を再現した色材群を作製するステップと、

所定の濃度のヘモグロビンの吸光特性を再現するための所定の量の前記色材群を有機溶媒に分散させた混合溶液に、母材となる樹脂を溶解させるステップと、

前記樹脂が溶解した前記混合溶液から前記有機溶媒を揮発させて前記固体試料を作製するステップと、

を含み、

前記色材群は、波長520～600nmの波長帯域に、2つの吸光ピーク波長を有する第1色材と、波長400～440nmの波長帯域に、1つの吸光ピーク波長を有する第2色材と、を少なくとも含む、固体試料の作製方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムのキャリブレーション用参照試料として用いる、非生体物質からなる固体試料、内視鏡システム、及び固体試料の作製方法に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡によって得られた画像データから、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やヘモグロビンの酸素飽和度の情報を求め画像表示する機能を備え

50

た内視鏡システムが知られている。このような内視鏡システムを含むヘモグロビン観察装置の一例が特許文献1に記載されている。

【0003】

特許文献1に記載のヘモグロビン観察装置は、酸素と100%結合した状態の酸化ヘモグロビンの吸収スペクトルと、酸素を100%放出した状態の還元ヘモグロビンの吸収スペクトルとが交差する波長を等吸収波長とすると、等吸収波長を含む波長領域のうちの少なくとも2つの異なる第1の波長の光と第2の波長の光とをヘモグロビンを含む観察対象物に照射し、照射された光の反射光または透過光に基づいて観察対象物の像を取り込み、取り込んだ像の信号に基づいて所定の演算を行い、その処理結果を表示部に表示する構成を備える。このとき、取り込んだ像の信号の演算処理において、第1の波長の光における第1の反射光量または透過光量と、第2の波長の光における第2の反射光量または透過光量との差分に基づいてヘモグロビンと酸素との結合状態を算出する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2005-326153号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ヘモグロビン観察装置では、酸化ヘモグロビンの量を示す第1の波長における第1の吸光率の値 O_1 と還元ヘモグロビンの量を示す第2の波長における第2の吸光率の値 O_2 の差を正規化した比率を用いて、酸素飽和度を算出する。

20

しかし、第1の吸光率の値 O_1 とヘモグロビン観察装置で得られた第1の波長における信号の値との関係や、第2の吸光率の値 O_2 とヘモグロビン観察装置で得られた第2の波長における信号の値との関係が、ヘモグロビン観察装置間誤差としてばらついたり、1つのヘモグロビン観察装置であっても、装置の長期使用に伴って経時変化することが多い。また、上記比率の値が、0~100%の間の中間の酸素飽和度に一致するように修正係数を用いることも多い。

このため、精度の高いヘモグロビンの酸素飽和度を算出するために、内視鏡システムでは、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンを実際に観察し、観察から得られるヘモグロビンに関する算出結果と、観察した酸化ヘモグロビンの実際の濃度や酸素飽和度等の情報との対応付けを行うことが好ましい。例えば、内視鏡システムによる観察から得られる酸化ヘモグロビンの濃度に対応するデータや酸素飽和度に対応するデータと、観察した酸化ヘモグロビンの実際の濃度や酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの酸素飽和度の値との対応関係を予め求めておき、この対応関係を用いて、実際の観察対象とする生体組織の酸化ヘモグロビンの量や酸素飽和度を求めることが好ましい。

30

【0006】

上記対応関係は、例えば、内視鏡システムの完成時に、所定のヘモグロビンの濃度及び所定のヘモグロビンの酸素飽和度を有する参照試料を用いて作成され、内視鏡システムに記録保持される。しかし、上述したように、内視鏡システムの使用に伴って経時変化するため、精度の高いヘモグロビンの酸素飽和度を算出するには、内視鏡システムによる生体組織の観察のたびに、この観察の直前に酸素飽和度の算出のためのキャリブレーションを行って、上記対応関係を再設定することが好ましい。この再設定のため、キャリブレーション用参照試料が用いられる。例えば、ヘモグロビン等の生体物質がキャリブレーション用参照試料として用いられる。しかし、この生体物質からなるキャリブレーション用参照試料を医療施設や医療現場に持ち込むことは、安全等の点から規制されており難しい。さらに、キャリブレーション用参照試料として用いる還元ヘモグロビンは、酸素に触れて酸化ヘモグロビンになり易く不安定な物質である。このため、生体物質からなるキャリブレーション用試料の代わりに、ヘモグロビンを模擬した安定した非生体物質からなるキャリブレーション用参照試料を用いることが望ましい。しかし、非生体物質からなり、酸素飽

40

50

和度が変化しない安定したキャリブレーション用参照試料は、現在知られていない。

【0007】

そこで、本発明は、生体物質からなるキャリブレーション用参照試料に代えて、キャリブレーションが可能な非生体物質からなる安定した固体試料、この固体試料を用いてキャリブレーションを行う内視鏡システム、及び、固体試料の作製方法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】

【0008】

本発明の一態様は、内視鏡を用いて算出するヘモグロビンの酸素飽和度に関してキャリブレーションを行うことができるキャリブレーション用参照試料として用いられる固体試料である。前記固体試料に入射した光の反射光あるいは透過光を内視鏡で受光することにより、ヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度のレベルに応じて値が定まるキャリブレーション測定値を取得することができるように前記固体試料は構成されている。

10

前記固体試料は、

複数の色材を有し、前記複数の色材の混合比率を調整することにより、所定の濃度及び所定の酸素飽和度のヘモグロビンの吸光特性を再現した、非生体物質からなる色材群と、

前記色材群の各色材が分散した樹脂材と、を有し、非生体物質からなる。

前記色材群は、波長520～600nmの波長帯域に、2つの吸光ピーク波長を有する第1色材と、波長400～440nmの波長帯域に、1つの吸光ピーク波長を有する第2色材と、を少なくとも含み、前記色材群で再現した吸光特性の波長帯域は、400～600nmの波長帯域である。

20

前記固体試料は、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するためのキャリブレーションの参照試料として用いられる。

【0009】

本発明の他の一態様は、内視鏡システムを用いて、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出する方法、あるいは、内視鏡システムを用いて、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するために用いる固体試料の使用である。

前記内視鏡システムは、

生体組織を撮像することにより複数の画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

30

前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第1の比率及び第2の比率の値を算出し、前記第1の比率及び前記第2の比率の値を用いて生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されたプロセッサと、を備える。

前記プロセッサは、上述した固体試料を、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第1の比率のキャリブレーション測定値と、前記固体試料における前記所定のヘモグロビンの濃度の情報との間の第1の対応付けを含む第1の対応関係、及び前記固体試料を前記キャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第2の比率のキャリブレーション測定値と、前記固体試料における前記所定のヘモグロビンの酸素飽和度の情報との間の第2の対応付けを含む第2の対応関係を記憶部に記憶し、

40

前記プロセッサは、前記第1の比率及び前記第2の比率の値を用いて前記第1の対応関係、及び前記第2の対応関係を参照することにより、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。

【0010】

本発明のさらに、他の一態様は、内視鏡システムを用いて、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出する方法、あるいは、内視鏡システムを用いて、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するために用いる固体試料の使用である。

50

前記内視鏡システムは、

生体組織を撮像することにより複数の画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第1の比率及び第2の比率の値を算出し、前記第1の比率及び前記第2の比率の値を用いて生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されたプロセッサと、を備える。

前記プロセッサは、ヘモグロビンの濃度と前記第1の比率の値との間の第1の対応関係、ヘモグロビンの酸素飽和度と前記第2の比率の値との間の第2の対応関係、及び、上述した固体試料を、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値のそれぞれが補正をすることにより予め設定された値になるような補正係数、を記憶部に記憶し、

前記プロセッサは、前記画像データの値を用いて得られる前記第1の比率及び前記第2の比率の値を前記補正係数を用いて補正した値を用いて前記第1の対応関係及び前記第2の対応関係を参照することにより、生体組織の前記ヘモグロビンの濃度及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。

上記態様それぞれにおいて、以下の好ましい形態を含む。

【0012】

前記固体試料における波長520～600nmの波長帯域の吸光スペクトルは、2つの吸光ピークと、前記2つの吸光ピークの間挟まれ、前記2つの吸光ピークの間で吸光率が最低になる吸光ボトムとを備え、

前記2つの吸光ピークのそれぞれと、前記2つの吸光ピークのそれぞれに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ピークとの間の波長のずれは、いずれも2nm以下であり、

前記吸光ボトムと、前記吸光ボトムに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ボトムとの間の波長のずれは、それぞれ2nm以下であり、

前記2つの吸光ピークのそれぞれにおける吸光率は、前記2つの吸光ピークのそれぞれに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ピークにおける吸光率に対して、いずれも95%～105%の範囲にある、ことが好ましい。

【0013】

また、前記固体試料における波長520～600nmの波長帯域の吸光スペクトルは、546～570nmの範囲に1つの吸光ピークを備え、

前記吸光ピークにおける吸光率は、前記吸光ピークに対応した前記ヘモグロビンの対応吸光ピークにおける吸光率に対して、いずれも95%～105%の範囲にある、ことも好ましい。

【0014】

前記固体試料における波長520～600nmの波長帯域における平均吸光率の、前記固体試料の場所による変動は、前記平均吸光率の前記場所に関する平均値の5%以下である、ことが好ましい。

【0015】

前記固体試料の波長528～584nmの波長帯域における平均吸光率に対する波長546～570nmの波長帯域における平均吸光率の比の前記固体試料の場所による変動は、前記比の前記場所に関する平均値の1%以下である、ことが好ましい。

【0016】

本発明の他の一態様は、内視鏡システムである。

前記内視鏡システムは、

生体組織を撮像することにより複数の画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第1の比率及び第2の比率の値を算出し、前記第1の比率及び前記第2の比率の値を用いて生体組織のヘ

10

20

30

40

50

モグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサは、前記固体試料を、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第1の比率のキャリブレーション測定値と、前記固体試料における前記所定のヘモグロビンの濃度の情報との間の対応付けを含む、ヘモグロビンの濃度と前記第1の比率の値との間の第1の対応関係、及び前記固体試料を前記キャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第2の比率のキャリブレーション測定値と、前記固体試料における前記所定のヘモグロビンの酸素飽和度の情報との間の対応付けを含む、ヘモグロビンの酸素飽和度と前記第2の比率の値との間の第2の対応関係を記憶した記憶部を、備える。

10

前記プロセッサは、前記第1の対応関係及び前記第2の対応関係を用いて、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されている。

【0017】

本発明の他の一態様は、内視鏡システムである。

前記内視鏡システムは、

生体組織を撮像することにより複数の画像データを生成するように構成された撮像素子を備えた撮像部を含む内視鏡と、

前記複数の画像データの成分のうち、所定の成分の値を用いて成分間の第1の比率及び第2の比率の値を算出し、前記第1の比率及び前記第2の比率の値を用いて生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されたプロセッサと、を備え、

20

前記プロセッサは、ヘモグロビンの濃度と前記第1の比率の値との間の第1の対応関係、ヘモグロビンの酸素飽和度と前記第2の比率の値との間の第2の対応関係、及び、上述した固体試料を、前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値のそれぞれが補正をすることにより予め設定された値になるような補正係数を記憶した記憶部を備え、

前記プロセッサは、前記画像データの値を用いて得られる前記第1の比率及び前記第2の比率の値を前記補正係数を用いて補正した値を用いて、前記第1の対応関係及び前記第2の対応関係を参照することにより、生体組織の前記ヘモグロビンの濃度及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成されている。

30

【0018】

前記内視鏡システムにおいて、前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値は、複数のヘモグロビンの濃度に対応した前記色材群の含有率が異なる複数種類の固体試料それぞれを、前記参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である、ことが好ましい。

【0019】

前記第1の比率は、前記生体組織のヘモグロビンの濃度に対して感度を有する比率であり、前記第2の比率は、前記生体組織のヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有する比率であり、

40

前記第1の比率の算出に用いる前記画像データの成分の1つは、500nm～600nmの範囲内の第1波長帯域の成分であり、

前記第2の比率の算出に用いる前記画像データの成分の1つは、前記第1波長帯域より狭い第2の波長帯域の成分である、ことが好ましい。

【0020】

本発明のさらに他の一態様は、内視鏡を用いて算出されるヘモグロビンの酸素飽和度に関してキャリブレーションを行うことができるキャリブレーション用参照試料として用いる、非生体物質からなる固体試料の作製方法である。前記固体試料に入射した光の反射光あるいは透過光を内視鏡で受光することにより、ヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの

50

酸素飽和度のレベルに応じて値が定まるキャリブレーション測定値を取得することができるように前記固体試料は構成される。

前記作製方法は、

所定のヘモグロビンの酸素飽和度を有するヘモグロビンの吸光特性を再現した色材群を作製するステップと、

所定の濃度のヘモグロビンの吸光特性を再現するための所定の量の前記色材群を有機溶媒に分散させた混合溶液に、母材となる樹脂を溶解させるステップと、

前記樹脂が溶解した前記混合溶液から前記有機溶媒を揮発させて前記固体試料を作製するステップと、

を含む。

10

前記色材群は、波長520～600nmの波長帯域に、2つの吸光ピーク波長を有する第1色材と、波長400～440nmの波長帯域に、1つの吸光ピーク波長を有する第2色材と、を少なくとも含む。

【0022】

また、本発明のさらに他の一態様は、内視鏡及びプロセッサを用いた生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するために、前記内視鏡及び前記プロセッサのキャリブレーションを行う方法であって、

生体組織における前記ヘモグロビンの濃度及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度は、複数の光で照明した生体組織を前記内視鏡により撮像することにより得られた複数の画像データの成分うち、所定の成分の値を用いて算出した成分間の第1の比率及び第2の比率の値を用いて算出され、

20

前記キャリブレーションを行う方法は、

前記固体試料を前記内視鏡で撮像することにより、前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値のそれぞれを取得するステップと、

前記プロセッサは、前記第1の比率のキャリブレーション測定値と、前記固体試料における前記所定のヘモグロビンの濃度の情報との間の第1の対応付けを含む、ヘモグロビンの濃度と前記第1の比率の値との間の第1の対応関係を生成し、前記第2の比率のキャリブレーション測定値と、前記所定のヘモグロビンの酸素飽和度の情報との間の第2の対応付けを含む、ヘモグロビンの酸素飽和度と前記第2の比率の値との間の第2の対応関係を生成するステップと、

30

前記プロセッサは、前記第1の対応関係及び前記第2の対応関係を、生体組織における前記ヘモグロビンの濃度及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いるために、前記第1の対応関係及び前記第2の対応関係を記憶するステップと、

を含む。

【0023】

また、本発明のさらに他の一態様は、内視鏡及びプロセッサを用いた生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するために、前記内視鏡及び前記プロセッサのキャリブレーションを行う方法であって、

生体組織における前記ヘモグロビンの濃度及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度は、複数の光で照明した生体組織を前記内視鏡により撮像することにより得られた複数の画像データの成分うち、所定の成分の値を用いて算出した成分間の第1の比率及び第2の比率の値を用いて算出され、

40

前記キャリブレーションを行う方法は、

上述した固体試料を前記内視鏡で撮像することにより、前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値のそれぞれを取得するステップと、

前記プロセッサは、前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値のそれぞれが補正をすることにより予め設定された値になるような補正係数を算出するステップと、

50

前記プロセッサは、前記補正係数を、生体組織における前記ヘモグロビンの濃度及び前記ヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いるために、前記第1の比率及び前記第2の比率のそれぞれを前記補正係数を用いて補正するために前記補正係数を記憶するステップと、を含む。

【0024】

前記キャリブレーションを行う方法において、前記固体試料は、複数のヘモグロビンの濃度に対応して前記色材群の含有率が異なる複数種類の試料を含み、

前記第1の比率のキャリブレーション測定値及び前記第2の比率のキャリブレーション測定値は、前記複数種類の試料のそれぞれを、参照試料として前記内視鏡で撮像した測定結果である、ことが好ましい。

10

【0025】

前記第1の比率は、前記生体組織のヘモグロビンの濃度に対して感度を有する比率であり、前記第2の比率は、前記生体組織のヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有する比率であり、

前記第1の比率の算出に用いる画像データの成分の1つは、500nm～600nmの範囲内の第1波長帯域の成分であり、

前記第2の比率の算出に用いる画像データの成分の1つは、前記第1波長帯域より狭い第2の波長帯域の成分である、ことが好ましい。

【発明の効果】

【0026】

20

上述の固体試料によれば、生体物質からなるキャリブレーション用参照試料に代えて、キャリブレーションが可能な非生体物質からなる安定した試料を提供することができる。

したがって、この固体試料を用いてキャリブレーションをした内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本実施形態の固体試料を用いたキャリブレーション用試料の一例を説明する図である。

【図2】本実施形態の固体試料の吸光特性の一例を示す図である。

【図3】(a)、(b)は、本実施形態の固体試料に用いる色材の光学濃度の波長特性の一例を示す図である。

30

【図4】本実施形態の固体試料を用いた内視鏡システムのキャリブレーションを説明する図である。

【図5】本実施形態で用いる内視鏡システムの一例の構成のブロック図である。

【図6】本実施形態で用いる内視鏡システムの撮像素子の赤(R)、緑(G)、青(B)の各フィルタの分光特性の一例を示す図である。

【図7】本実施形態で用いる内視鏡システムの光源装置で用いる回転フィルタの一例の外観図(正面図)である。

【図8】550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

【図9】本実施形態で用いる第1比率とヘモグロビンの濃度との関係の一例を示す図である。

40

【図10】本実施形態で用いる第2比率の上限値及び下限値とヘモグロビンの濃度の関係の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

(固体試料)

以下に説明する本実施形態の非生体物質からなる固体試料は、生体組織におけるヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するための内視鏡システムのキャリブレーションの参照試料として用いられる。本実施形態で用いる内視鏡システムは、波長域の異なる光で生体組織を被写体として照明して撮像した複数のカラー画像データに基づい

50

て生体組織中のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を定量的に算出して、ヘモグロビンの濃度あるいはヘモグロビンの酸素飽和度の分布を表す特徴量布画像を表示するシステムである。

内視鏡システムでは、内視鏡システムで撮像した生体組織の画像データから得られるパラメータから、ヘモグロビンの濃度あるいはヘモグロビンの酸素飽和度と上記パラメータとの間の対応関係を参照して、ヘモグロビンの濃度あるいはヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。このときの対応関係を内視鏡システムを使用する前に設定するために、本実施形態の固体試料を用いてキャリブレーションを行う。

【0029】

図1は、本実施形態の固体試料を有するキャリブレーション用試料の一例を説明する図である。キャリブレーション試料1は、基台2の上に固体試料3が設けられている。

基台2は、樹脂板あるいは金属板が用いられる。基台2は、白色であることが好ましい。

基台2の表面には、固体試料3が設けられている。

固体試料3は、非生体物質からなり、血液等の生体物質から構成されていない。

図1に示すキャリブレーション試料1は、固体試料3を透過し、基台2の表面で反射した光を内視鏡システムで受光する、反射型試料であるが、固体試料3を透過した光を内視鏡システムで受光する、透過型試料であってもよい。

【0030】

固体試料3は、非生体物質からなる複数種類の色材と、この複数種類の色材それぞれが分散した樹脂材とで構成される。複数種類の色材は、所定のヘモグロビンの濃度及び所定のヘモグロビンの酸素飽和度におけるヘモグロビンの吸光特性を再現するように複数種類の色材の混合比率が調整されている。固体試料3の色材として、例えば、特開平2-196865号公報に記載の化合物を用いることができる。

これにより、固体試料3の吸光特性、すなわち、吸光率のスペクトル波形は、所定のヘモグロビンの濃度及び所定のヘモグロビンの酸素飽和度における吸光率のスペクトル波形に略一致している。図2は、本実施形態の固体試料3の吸光特性の一例を示す図である。

ここで、固体試料3のスペクトル波形は、波長域X（500nm～600nm）において、酸素飽和度100%のヘモグロビンである酸素化ヘモグロビンの吸光率のスペクトル波形に略一致している。この波長域Xは、後述するヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を求める際に用いる、内視鏡システム10で撮像した生体組織の画像データの波長域R0を含む波長域である。

【0031】

図3(a)、(b)は、固体試料3に用いる色材の光学濃度の波長特性の一例を示す図である。光学濃度は、光の吸収特性を反映する。固体試料3で用いる色材は、図3(a)、(b)に示す光学濃度を有する2種類の色材である。1つの色材（第1色材）は、図3(b)に示すように、波長520～600nmの波長帯域に、2つのピーク波長（吸光ピーク波長）を有する。もう1つの色材（第2色材）は、図3(a)に示すように、波長400～440nmの波長帯域に、1つのピーク波長（吸光ピーク波長）を有する。これらの色材の含有量を調整することにより図2に示すように、400～600nmの波長帯域でヘモグロビンの吸光特性に略一致する吸光特性のスペクトル波長を得ることができる。

【0032】

本実施形態の固体試料3における波長520～600nmの波長帯域の吸光スペクトルは、図2に示すように、2つの吸光ピークA1、A2と、2つの吸光ピークA1、A2の間に挟まれ、2つの吸光ピークA1、A2の間で吸光率が最低になる吸光ボトムB1と、を備える。ここで、2つの吸光ピークA1、A2のそれぞれと、2つの吸光ピークA1、A2のそれぞれに対応したヘモグロビンの対応吸光ピークAa、Abとの間の波長のずれは、いずれも2nm以下であることが好ましく、より好ましくは1nm以下である。また、吸光ボトムB1と、吸光ボトムB1に対応したヘモグロビンの対応吸光ボトムBaとの間の波長のずれは、それぞれ2nm以下であることが好ましく、より好ましくは1nm以

10

20

30

40

50

下である。

さらに、2つの吸光ピークA1、A2のそれぞれにおける吸光率は、2つの吸光ピークA1、A2のそれぞれに対応したヘモグロビンの対応吸光ピークAa、Abにおける吸光率に対して、いずれも95%~105%であることが好ましく、より好ましくは、97%~103%である。また、吸光ボトムB1における吸光率は、吸光ボトムB1に対応したヘモグロビンの対応吸光ボトムBaにおける吸光率に対して、いずれも95%~105%の範囲にあることが好ましく、より好ましくは、97%~103%の範囲にある。

【0033】

固体試料3に用いる色材は、図3(a)、(b)に示す2種類の色材を用いるが、色材の種類は、3つ、4つでもよい。これらの色材を用いることにより、固体試料3の吸光特性をヘモグロビンの吸光特性により一致させることができる。

10

図示されないが、上記2つの色材の量を調整することにより、異なる酸素飽和度のヘモグロビンの吸光特性を再現した固体試料を作製してもよい。酸素飽和度が0%である還元ヘモグロビンの吸光特性を再現した固体試料は、上記2種類の色材を用いた上記固体試料3とは別の構成の固体試料たとえば、555nmに吸収ピークを持つ化合物を用いてもよい。

本実施形態では、図2に示すような、少なくとも酸素飽和度が100%である酸素化ヘモグロビンを再現した固体試料3を用いてキャリブレーションを行う。

このような固体試料3は、非生体物質であるので、生体物質と異なり吸光特性は安定しており、吸光率は、時間の経過によって変化する量は小さい。

20

一実施形態によれば、上述の555nmに吸収ピークを持つ化合物を用いることにより、固体試料3における波長520~600nmの波長帯域の吸光スペクトルは、後述する還元ヘモグロビンの吸収スペクトルのように、546nm~570nmの範囲に1つの吸光ピークを備える。この場合、546nm~570nmの範囲にある吸光ピークにおける吸光率は、吸光ピークに対応した還元ヘモグロビンの対応吸光ピークにおける吸光率に対して、いずれも95%~105%の範囲にあることが好ましい。

【0034】

このような固体試料3は、例えば、以下の方法で作製することができる。

(1) 所定のヘモグロビンの酸素飽和度を有するヘモグロビンの吸光特性を再現した色材群を作製する。色材群の作製は、複数の色材の種類の選定、選定した色材の混合比率の調整、及び混合した色材群の量の調整を含む。複数の色材の種類の選定及び選定した色材の混合比率の調整により、所定の酸素飽和度のヘモグロビンの吸収特性を再現することができ、色材群の量の調整により、所定の濃度のヘモグロビンの吸収特性を再現することができる。

30

(2) 次に、所定の濃度のヘモグロビンの吸光特性を再現するための所定の量の作製した色材群を有機溶媒、例えば塩素系炭化水素に分散させた混合溶液に、母材となる樹脂を溶解させる。この際、色剤と母材の溶解性を考慮し適切な組み合わせを選定する。上記塩素系炭化水素として、例えばジクロロメタン(CH_2Cl_2)が挙げられる。上記樹脂として、例えばアクリル樹脂が挙げられる。

(3) 上記樹脂の溶解した混合溶液から有機溶剤を揮発させて固体試料3を作製する。

40

【0035】

作製する色材群は、波長520~600nmの波長帯域に、2つの吸光ピーク波長を有する第1色材と、波長400~440nmの波長帯域に、1つの吸光ピーク波長を有する第2色材と、を少なくとも含む、ことが好ましい。これにより、後述する550nm付近にポルフィリンに由来するQ帯と呼ばれる強い吸収帯を有するヘモグロビンの吸光特性を再現することができる。

【0036】

図4は、固体試料3を用いた内視鏡システムのキャリブレーションを説明する図である。固体試料3に、内視鏡の挿入管110の先端部を近づけて、固体試料3を撮像する。この固体試料3の画像データを用いて、内視鏡システムは、既知のヘモグロビンの濃度及び

50

酸素飽和度と画像データから得られるパラメータとの間の対応関係を作成する。この点は、以降説明する内視鏡システム10の中で説明する。

【0037】

(内視鏡システムの構成)

図5は、本実施形態に用いる内視鏡システム10の構成を示すブロック図である。内視鏡システム10は、電子内視鏡(内視鏡)100、プロセッサ200、ディスプレイ300、及び光源装置400を備える。電子内視鏡100及びディスプレイ300は、プロセッサ200に着脱可能に接続されている。プロセッサ200は、画像処理部500を備える。光源装置400は、プロセッサ200に着脱自在に接続されている。

【0038】

電子内視鏡100は、被検者の体内に挿入される挿入管110を有する。挿入管110の内部には、挿入管110の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の一端部である先端部131aは、挿入管110の先端部、すなわち挿入管先端部111近傍に位置し、ライトガイド131の他端部である基端部131bは、光源装置400との接続部に位置する。したがって、ライトガイド131は、光源装置400との接続部から挿入管先端部111近傍まで延びている。

光源装置400は、キセノンランプ等の光量の大きい光を生成する光源ランプ430を光源として備える。光源装置400から出射した光は照明光ILとして、ライトガイド131の基端部131bに入射する。ライトガイド131の基端部131bに入射した光は、ライトガイド131を通してその先端部131aに導かれ、先端部131aから出射される。電子内視鏡100の挿入管先端部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が設けられている。ライトガイド131の先端部131aから出射する照明光ILは、配光レンズ132を通過して、挿入管先端部111の近傍の生体組織Tを照明する。

【0039】

電子内視鏡100の挿入管先端部111には対物レンズ群121及び撮像素子141が設けられている。対物レンズ群121及び撮像素子141は撮像部を形成する。照明光ILのうち、生体組織Tの表面で反射又は散乱された光は、対物レンズ群121に入射し、集光されて、撮像素子141の受光面上で結像する。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、あるいはCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサ等の公知撮像素子を使用することができる。

【0040】

カラーフィルタ141aは、赤色の光を通過させるRカラーフィルタと、緑色の光を通過させるGカラーフィルタと、青色の光を通過させるBカラー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。図6は、本実施形態で用いる撮像素子の赤(R)、緑(G)、青(B)の各フィルタの分光特性の一例を示す図である。本実施形態のRカラーフィルタは、波長約570nmより長波長(例えば580nm~700nm)の光を通過させるフィルタであり、Gカラーフィルタは、波長約470nm~620nmの光を通過させるフィルタであり、Bカラーフィルタは、波長約530nmより短波長(例えば420nm~520nm)の光を通過させるフィルタである。

【0041】

撮像素子141は、複数の光のそれぞれで照明された生体組織Tを撮像して、各光に対応したカラー画像データを生成する撮像手段であり、波長範囲が異なる複数の光で生体組織Tを照明することにより生体組織T上で反射したあるいは散乱した光に対応するカラー画像データを生成する画像データ生成手段である。撮像素子141は、後述する画像処理部500と同期して駆動するように制御され、受光面上で結像した生体組織Tの像に対応するカラー画像データを、周期的に(例えば、1/30秒間隔で)出力する。撮像素子141から出力されたカラー画像データは、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。

【0042】

画像処理部 500 は、A/D 変換回路 502、プレ画像処理部 504、フレームメモリ部 506、ポスト画像処理部 508、特徴量取得部 510、メモリ 512、画像表示制御部 514、及びコントローラ 516 を主に備える。

【0043】

A/D 変換回路 502 は、電子内視鏡 100 の撮像素子 141 からケーブル 142 を介して入力されるカラー画像データを A/D 変換してデジタルデータを出力する。A/D 変換回路 502 から出力されるデジタルデータは、プレ画像処理部 504 に送られる。

【0044】

プレ画像処理部 504 は、デジタルデータを、R カラーフィルタが装着された撮像素子 141 中の受光素子によって撮像された R デジタル画像データ、G カラーフィルタが装着された撮像素子 141 中の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 カラーフィルタが装着された撮像素子 141 中の受光素子によって撮像された B デジタル画像データからデモザイク処理により、画像を構成する R、G、B 成分のカラー画像データを生成する。さらに、プレ画像処理部 504 は、生成した R、G、B のカラー画像データに対して、色補正、マトリックス演算、及びホワイトバランス補正等の所定の信号処理を施す部分である。

【0045】

フレームメモリ部 506 は、撮像素子 141 で撮像され、信号処理の施された 1 画像毎のカラー画像データを一時記憶する。

【0046】

ポスト画像処理部 508 は、フレームメモリ部 506 に記憶されたカラー画像データを読み出して、あるいは後述する画像表示制御部 514 で生成された画像データを信号処理（γ 補正等）してディスプレイ表示用の画面データを生成する。画像表示制御部 514 で生成された画像データは、後述するように、生体組織 T のヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示した酸素飽和度分布画像等の特徴量の分布画像のデータを含む。生成された画面データ（ビデオフォーマット信号）は、ディスプレイ 300 に出力される。これにより、生体組織 T の画像や生体組織 T の特徴量の分布画像等がディスプレイ 300 の画面に表示される。

【0047】

特徴量取得部 510 は、コントローラ 516 の指示に応じて、後述するように、撮像された生体組織 T のヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの酸素飽和度を特徴量として算出し、これらの特徴量の、撮像した生体組織 T の像上の分布画像、すなわち、ヘモグロビン濃度の分布を示した分布画像やヘモグロビンの酸素飽和度の分布を示した酸素飽和度分布画像を生成する。

特徴量取得部 510 は、波長域の異なる複数の光で照明した生体組織 T のカラー画像データを用いて演算することにより特徴量を算出するので、フレームメモリ部 506 あるいはメモリ 512 から、特徴量取得部 510 で用いるカラー画像データ及び各種情報を呼び出す。

【0048】

画像表示制御部 514 は、撮像した生体組織 T の像に、特徴量取得部 510 で生成したヘモグロビンの酸素飽和度分布画像を重ねて表示するように制御する。

コントローラ 516 は、画像処理部 500 の各部分の動作指示及び動作制御を行う他、光源装置 400、撮像素子 141 を含む電子内視鏡 100 の各部分の動作指示及び動作制御を行う部分である。

なお、特徴量取得部 510 及び画像表示制御部 514 は、コンピュータ上でプログラムを起動して実行することで上述した各機能を担うソフトウェアモジュールで構成されてもよいし、ハードウェアで構成されてもよい。

【0049】

このように、プロセッサ200は、電子内視鏡100の撮像素子141から出力されるカラー画像データを処理する機能と、電子内視鏡100、光源装置400、及びディスプレイ300の動作を指示し制御する機能とを兼ね備える。

【0050】

光源装置400は、第1の光、第2の光、及び第3の光を出射する光出射手段であり、第1の光、第2の光、及び第3の光をライトガイド131に入射させる。本実施形態の光源装置400は、波長域の異なる第1の光、第2の光、及び第3の光を出射するが、4つ以上の光を出射させてもよい。この場合、第4の光は、第1の光と同じ波長域の光としてもよい。光源装置400は、光源ランプ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。光源ランプ430から射出される略平行光である光は、例えば白色光であり、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131bに入射する。なお、回転フィルタ410は、リニアガイドウェイ等の図示されない移動機構によって、光源ランプ430から放射される光の光路上の位置と光路外の退避位置との間で移動可能になっている。回転フィルタ410は、透過特性の異なる複数のフィルタを含むので、光源ランプ430から放射される光の光路を横切る回転フィルタ410の種類によって、光源装置400から出射する光の波長域は異なる。

【0051】

なお、光源装置400の構成は、図5に示されるものに限定されない。例えば、光源ランプ430に平行光でなく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、光源ランプ430からの放射される光を集光レンズ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、光源ランプ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。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の代わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の状態での光を回転フィルタ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、略平行光の光を回転フィルタ410に入射させることで、光学フィルタへの光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。また、光源ランプ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の代わりにコリメータレンズを使用して、略平行光の光を回転フィルタ410に入射させる構成を採用することができる。

【0052】

また、光源装置400は、1つの光源ランプ430から放射された光を光学フィルタに透過させることで、異なる波長域の複数の光を出射する構成であるが、光源ランプ430の代わりに、異なる波長域の異なる複数の光、例えば発光ダイオードやレーザ光を出力するレーザ素子等の半導体光源を光源装置400の光源として用いることもできる。この場合、回転フィルタ410を用いなくてもよい。また、光源装置400は、例えば、所定の波長域の励起光とその励起光によって励起発光する蛍光とを含む合成白色光と、所定の狭い波長域の光を別々に出射するように光源装置400を構成することもできる。光源装置400は、波長域の異なる複数の光を出射するものであれば構成は特に制限されない。

【0053】

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、その回転角度に応じて光の通過波長域が切り替わるように構成されている。本実施形態の回転フィルタ410は、通過波長帯域が異なる3つの光学フィルタを備えるが、4つ、5つ、または6以上の光学フィルタを備えてもよい。回転フィルタ410の回転角度は、コントローラ516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516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ILの波長域が切り替えられる。

10

20

30

40

50

【0054】

図7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、3つの扇形の光学フィルタ415、416及び418を備えている。フレーム411の中心軸の周りには3つの扇状の窓414a、414b及び414cが等間隔で形成されており、各窓414a、414b及び414cには、それぞれ光学フィルタ415、416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。

【0055】

10

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が備える図示されないサーボモータの出力軸が差し込まれて固定され、回転フィルタ410はサーボモータの出力軸と共に回転する。

【0056】

回転フィルタ410が図7中の矢印で示される方向に回転すると、この光が入射する光学フィルタが、光学フィルタ415、416、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ILの波長帯域が順次切り替えられる。

【0057】

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8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R0（W帯）の光を低損失で通過させ、それ以外の波長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R2（N帯）の光を低損失で通過させ、それ以外の波長域の光を遮断するように構成されている。

20

また、光学フィルタ418は、紫外線カットフィルタであり、可視光波長域では、光源ランプ430から放射された光は光学フィルタ418を透過する。光学フィルタ418を透過した光は、白色光WLとして通常観察像の撮像に使用される。なお、光学フィルタ418を使用せず、フレーム411の窓414cを開放した構成としてもよい。

したがって、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ415を透過した光を、以降Wide光といい、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ416を透過した光を、以降Narrow光といい、光源ランプ430から放射される光のうち光学フィルタ418を透過した光を、以降白色光WLという。

30

【0058】

図8は、550nm付近のヘモグロビンの吸収スペクトルの一例を示す図である。

図8に示されるように、波長域R1は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークP1のピーク波長が含まれる帯域であり、波長域R2は還元ヘモグロビンに由来する吸収ピークP2のピーク波長が含まれる帯域であり、波長域R3は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピークP3のピーク波長が含まれる帯域である。また、波長域R0には、3つの吸収ピークP1、P2、P3の各ピーク波長が含まれている。

【0059】

40

また、光学フィルタ415の波長域R0及び光学フィルタ416の波長域R2は、カラーフィルタ141aのGカラーフィルタの通過波長域（図6）に含まれている。従って、光学フィルタ415又は416を通過した光によって形成される生体組織Tの像は、撮像素子141で撮像されたカラー画像データのG成分の像として得られる。

【0060】

フレーム411の周縁部には、貫通孔413が形成されている。貫通孔413は、フレーム411の回転方向において、窓414aと窓414cとの境界部と同じ位置（位相）に形成されている。フレーム411の周囲には、貫通孔413を検出するためのフォトインタラプタ422が、フレーム411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422は、フィルタ制御部420に接続されている。

50

【0061】

このように、本実施形態の光源装置400は、複数の光学フィルタ415、416、418を光源ランプ430の放射した光の光路中で順次切り替えることにより波長域の異なる光、すなわちWide光、Narrow光、及び白色光WLを照明光ILとして出射する構成を備えることが好ましい。

【0062】

(生体組織の特徴量の算出)

生体組織Tの特徴量(ヘモグロビンの濃度、ヘモグロビンの酸素飽和度)は、プロセッサ500の特徴量取得部510で算出される。撮像した生体組織Tの画像から生体組織Tのヘモグロビンの濃度、及びヘモグロビンの酸素飽和度を特徴量として算出する処理を以下説明する。

10

【0063】

図8に示すように、ヘモグロビンは、550nm付近にポルフィリンに由来するQ帯と呼ばれる強い吸収帯を有する。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンHbOが占める割合を表す酸素飽和度に応じて変化する。図8における実線の波形は、酸素飽和度が100%、すなわち、酸素化ヘモグロビンHbOの吸収スペクトルであり、長破線の波形は、酸素飽和度が0%、すなわち、還元ヘモグロビンHb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=10、20、30、・・・90%におけるヘモグロビン、すなわち酸素化ヘモグロビンHbOと還元ヘモグロビンHbの混合物の吸収スペクトルである。

20

【0064】

図8に示すように、Q帯において、酸素化ヘモグロビンHbOと還元ヘモグロビンHbは互いに異なるピーク波長を有する。具体的には、酸素化ヘモグロビンHbOは、波長542nm付近の吸収ピークP1と、波長576nm付近の吸収ピークP3を有している。一方、還元ヘモグロビンHbは、556nm付近に吸収ピークP2を有している。図8は、酸素化ヘモグロビンHbO、還元ヘモグロビンHbの濃度の和が一定となる場合の吸収スペクトルであるため、酸素化ヘモグロビンHbO及び還元ヘモグロビンHbの比率、すなわち、酸素飽和度によらず吸光度が一定となる等吸収点E1、E2、E3、E4が現れる。以下の説明では、等吸収点E1とE2とで挟まれた波長帯域は、先に光学フィルタ410で説明した波長帯域R1であり、等吸収点E2とE3とで挟まれた波長領域は波長帯域R2であり、等吸収点E3とE4とで挟まれた波長帯域は波長帯域R3であり、等吸収点E1とE4とで挟まれた波長帯域、すなわち波長帯域R1、R2及びR3を合わせた帯域は、波長帯域R0である。したがって、光源ランプ430から放射された光のうち光学フィルタ415を透過した透過光であるWide光の波長帯域は、波長帯域R0であり、光源ランプ430から放射された光のうち光学フィルタ416を透過した透過光であるNarrow光の波長帯域は、波長帯域R2である。

30

【0065】

図8に示されるように、波長帯域R1、R2、R3では、ヘモグロビンの吸収は酸素飽和度に対して線形的に増加又は減少する。具体的には、波長帯域R1、R3におけるヘモグロビンの吸光率の合計値AR1、AR3は、酸素化ヘモグロビンの濃度、すなわち酸素飽和度に対して線形的に増加する。また、波長帯域R2におけるヘモグロビンの吸光率の合計値AR2は、還元ヘモグロビンの濃度に対して線形的に増加する。

40

【0066】

ここで、酸素飽和度は次の式(1)により定義される。

【0067】

式(1)：

【数1】

$$Sat = \frac{[HbO]}{[Hb] + [HbO]}$$

50

但し、

S a t : 酸素飽和度

[H b] : 還元ヘモグロビンの濃度

[H b O] : 酸素化ヘモグロビンの濃度

[H b] + [H b O] : ヘモグロビンの濃度 (t H b)

【0068】

また、式(1)より、酸素化ヘモグロビンH b O及び還元ヘモグロビンH bの濃度を表す式(2)、式(3)が得られる。

【0069】

式(2) :

【数2】

$$[HbO] = Sat \cdot ([Hb] + [HbO])$$

【0070】

式(3) :

【数3】

$$[Hb] = (1 - Sat) \cdot ([Hb] + [HbO])$$

【0071】

したがって、ヘモグロビンの吸光率の合計値A R 1、A R 2及びA R 3は、酸素飽和度とヘモグロビンの濃度の両方に依存する特徴量となる。

【0072】

ここで、波長帯域R 0における吸光率の合計値は、酸素飽和度には依存せず、ヘモグロビンの濃度によって決まる値となることが判明している。したがって、波長帯域R 0における吸光率の合計値に基づいてヘモグロビンの濃度を定量することができる。また、波長帯域R 1、波長帯域R 2、あるいは波長帯域R 3における吸光率の合計値と、波長帯域R 0の吸光率の合計値に基づいて定量したヘモグロビンの濃度とに基づいて、酸素飽和度を定量することができる。

【0073】

本実施形態の特徴量取得部510は、生体組織Tのヘモグロビンの濃度に対して感度を有する後述する第1比率に基づいて生体組織Tのヘモグロビンの濃度を算出し取得するヘモグロビン量算出部510aと、算出したヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有する後述する第2比率に基づいて生体組織Tのヘモグロビンの酸素飽和度を算出し取得する酸素飽和度算出部510bと、を含む。第1比率がヘモグロビンの濃度に対して感度を有するとは、ヘモグロビンの濃度が変化すると第1比率が変化することをいう。同様に、第2比率がヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有するとは、ヘモグロビンの濃度とヘモグロビンの酸素飽和度が変化すると第2比率が変化することをいう。

【0074】

Wide光(光学フィルタ415を透過した波長帯域R 0の光)で照明した生体組織Tのカラー画像データの輝度成分の値は、上述の波長帯域R 0における吸光率の合計値に対応する(反映される)ことから、本実施形態の特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、波長帯域R 0のカラー画像データの輝度成分に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。ここで、輝度成分は、カラー画像データのR成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データのG成分に所定の係数を掛け算し、カラー画像データのB成分の値に

10

20

30

40

50

所定の係数を掛け算し、これらの掛け算した結果を合算することで算出することができる。

特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、具体的には、Wide光（第2の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wide（以降、単にWideともいう）を、白色光WL（第1の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第1のカラー画像データ）のR成分WL（R）、あるいはR成分WL（R）及びG成分WL（G）の合計成分WL（R）+WL（G）で割った比率Wide/WL（R）またはWide/{WL（R）+WL（G）}（第1比率）に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。ヘモグロビンの濃度の算出において、輝度成分Wideを、WL（R）あるいは{WL（R）+WL（G）}で割った比率Wide/WL（R）またはWide/{WL（R）+WL（G）}を用いるのは、本システムにおいて、血液の分光情報が生体の散乱により受ける影響を最小限に留めることができる条件だからである。特に、消化管内壁等の生体組織Tの反射スペクトルは、生体組織T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及び還元ヘモグロビンの吸収スペクトル特性）に加えて、生体組織Tによる照明光の散乱の波長特性の影響を受け易い。白色光WL（第1の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第1のカラー画像データ）のR成分WL（R）、あるいはR成分及びG成分の合計成分WL（R）+WL（G）は、ヘモグロビンの濃度や酸素飽和度の影響を受けず、照明光ILの生体組織Tにおける散乱の程度を表す。したがって、生体組織Tの反射スペクトルから、照明光ILの生体組織Tにおける散乱の影響を除去するために、白色光WL（基準光）の波長帯域は、第1のカラー画像データの成分の1つが、生体組織Tのヘモグロビンの濃度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていることが好ましい。これに加えて、白色光WL（基準光）の波長帯域は、第1のカラー画像データの成分の1つが、酸素飽和度の変化に対して感度を有しないような波長帯域を含むように設定されていることが好ましい。

本実施形態では、所定の濃度のヘモグロビンの吸光特性を再現した上述した固体試料3における上述の第1比率の情報とヘモグロビンの濃度の対応関係を表した参照テーブルをメモリ512に予め記憶しておき、特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、この参照テーブルを用いて、生体組織Tの撮像したカラー画像データにおける上記第1比率の値に基づいてヘモグロビンの濃度を算出する。

【0075】

本実施形態のヘモグロビンの濃度の算出では、第1比率として、Wide光（第2の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wideと、白色光WL（第1の光）を照明光ILとして用いた生体組織Tのカラー画像データ（第1のカラー画像データ）のR成分WL（R）、あるいはR成分及びG成分の合計成分WL（R）+WL（G）の比率Wide/WL（R）またはWide/{WL（R）+WL（G）}を用いることができるが、用いるフィルタの波長特性により最適化されることが望ましい。

【0076】

さらに、上述したように、酸素飽和度の上昇とともに波長帯域R2における吸光度の合計値が低下すること、及び、波長帯域R0における吸光度の合計値はヘモグロビンの濃度に応じて変化するが、酸素飽和度の変化に係わらず一定であることから、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、以下に定める第2比率に基づいて酸素飽和度を算出する。すなわち、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、光学フィルタ416を通過した波長帯域R2の光であるNarrow光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第3のカラー画像データ）の輝度成分Narrow（以降、単にNarrowともいう）と、Wide光（光学フィルタ415を透過した波長帯域R0の光）で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wideとの比率Narrow/Wideを、第2比率として算出する。一方、ヘモグロビンの濃度と、酸素飽和度=0%における第2比率の下限値及び酸素飽和度=100%における第2比率N

arrow/Wideの上限値との関係を表した対応関係を、上述した固体試料3から求めてメモリ512に予め記憶しておく。特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、生体組織Tの撮像によって生成したカラー画像データから得られるヘモグロビンの濃度の算出結果と上記対応関係を用いて、第2比率の下限値及び上限値を求める。下限値、上限値は、酸素飽和度0%、100%に対応する値である。さらに、酸素飽和度算出部510bは、求めた下限値と上限値の間で第2比率が酸素飽和度に応じて線形的に変化することを利用して、撮像した生体組織Tの第2比率Narrow/Wideの値が、酸素飽和度0~100%に対応する下限値及び上限値の間の範囲のうちどの位置にあるかによって酸素飽和度を算出する。このようにして、特徴量取得部510の酸素飽和度算出部510bは、酸素飽和度の算出を行う。

10

また、ヘモグロビンの濃度及び第2比率の値とヘモグロビンの酸素飽和度との対応関係を表した参照テーブルを上述した固体試料3から求めて予めメモリ512に記憶しておき、この参照テーブルを参照して、算出した第2比率からヘモグロビンの酸素飽和度を算出することもできる。

【0077】

本実施形態では、第2比率を、Narrow光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第3のカラー画像データ）の輝度成分Narrowと、Wide光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）の輝度成分Wideとの比率として用いるが、Narrow光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第3のカラー画像データ）のG成分Narrow（G）と、Wide光で照明した生体組織Tのカラー画像データ（第2のカラー画像データ）のG成分Wide（G）との比率を用いることもできる。

20

【0078】

また、本実施形態では、第2比率の算出のために、生体組織Tの照明のために波長帯域R2のNarrow光を用いるが、Narrow光には限られない。例えば、酸素飽和度の変化に対して吸光度の合計値が変化する波長帯域R1あるいは波長帯域R2を利用することを意図して、波長帯域R1あるいは波長帯域R2を波長帯域とする光を用いることもできる。この場合、光学フィルタ416のフィルタ特性を波長帯域R1あるいは波長帯域R2に設定するとよい。

【0079】

30

図9は、第1比率とヘモグロビンの濃度との関係の一例を示す図である。特徴量取得部510のヘモグロビン量算出部510aは、上述したように第1比率を求めると、図9に示すような対応関係を表した参照テーブルを参照して、求めた第1比率に基づいてヘモグロビンの濃度を求める。図9は、第1比率の値に基づいてヘモグロビンの濃度H1を求めたことを表している。図9の横軸及び縦軸の数値は、便宜的に0~1024の値で表されている。

【0080】

図10は、第2比率の上限値及び下限値とヘモグロビンの濃度の関係の一例を示す図である。図10の横軸及び縦軸の数値は、便宜的に0~1024の値で表されている。

特徴量取得部510の酸素飽和度量算出部510bは、上述したように第2比率を求めると、ヘモグロビン量算出部510aで求めたヘモグロビンの濃度と第2比率とに基づいて、図10に示す対応関係を用いて、求めたヘモグロビンの濃度における第2比率の上限値及び下限値を求める。この上限値が酸素飽和度=100%を示し、下限値が酸素飽和度=0%を示す。この上限値と下限値の間どの位置に求めた第2比率はあるかを求めることで、酸素飽和度量算出部510bは、酸素飽和度の値を求める。図10では、第2比率の値がR2であるときのヘモグロビンの濃度H1であるときの上限値Max（100%）と下限値Min（0%）を求めている。この上限値Max（100%）と下限値Min（0%）と第2比率の値Yから、酸素飽和度の値が求められる。

40

【0081】

このような内視鏡システム10では、ヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和

50

度の算出のために、図9、10に示すような対応関係を予め作成する（キャリブレーションを行う）。この対応関係の作成のために、本実施形態では、固体試料3を用いる。

したがって、プロセッサ200のメモリ512は、固体試料3を、ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として用いて測定した測定結果から生成される、ヘモグロビンの濃度と比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}の値との間の第1の対応関係、及びヘモグロビンの酸素飽和度と比率Narrow/Wideの値との間の第2の対応関係を記憶している。具体的には、第1の対応関係は、固体試料3を、ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として電子内視鏡100で撮像した測定結果である比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}（第1比率）のキャリブレーション測定値と、固体試料3で定めたヘモグロビンの濃度の情報との間の対応付けを含む。第2の対応関係は、固体試料3をキャリブレーション用参照試料として電子内視鏡100で撮像した測定結果である比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値と、固体試料3で定めたヘモグロビンの酸素飽和度の情報との間の対応付けを含む。

10

プロセッサ200は、記憶した上記第1の対応関係及び上記第2の対応関係を用いて、生体組織Tのヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出するように構成される。

【0082】

このような内視鏡システム10では、固体試料3を用いた以下のキャリブレーションを行うことができる。

20

(1) 図4に示すように、上述した固体試料3を電子内視鏡100で撮像することにより、比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値及び比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値のそれぞれを取得する。

(2) プロセッサ200は、比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値と、固体試料3において定められたヘモグロビンの濃度の情報との間の第1の対応付けを含む、ヘモグロビンの濃度と比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}の値との間の第1の対応関係を生成する。さらに、プロセッサ200は、比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値と、固体試料3において定められたヘモグロビンの酸素飽和度の情報との間の第2の対応付けを含む、ヘモグロビンの酸素飽和度と比率Narrow/Wideの値との間の第2の対応関係を生成する。

30

(3) プロセッサ200は、生成した第1の対応関係及び第2の対応関係を、生体組織におけるヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いるために、第1の対応関係及び第2の対応関係をメモリ512に記憶する。

【0083】

上記内視鏡システム10で、固体試料3を用いたキャリブレーションを行う場合、固体試料3として、複数のヘモグロビンの濃度に対応した色材群の含有率が異なる複数種類の固体試料を用意し、比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値及び比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値は、複数種類の固体試料それぞれを、参照試料として電子内視鏡100で撮像した測定結果であることが好ましい。複数のキャリブレーション測定値を安定した非生体物質からなる固体試料を用いて得るので、安定したキャリブレーションを行うことができる。

40

また、固体試料3を用いたキャリブレーションを行う場合、固体試料3として、複数の酸素飽和度に対応した色材群の含有率が異なる複数種類の固体試料を用意し、比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値及び比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値は、複数種類の固体試料それぞれを、参照試料として電子内視鏡100で撮像した測定結果であることが好ましい。

【0084】

50

比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}は、生体組織のヘモグロビンの濃度に対して感度を有する比率であり、比率Narrow/Wideは、生体組織のヘモグロビンの酸素飽和度に対して感度を有する比率であり、輝度成分Wideは、500nm~600nmの範囲内の波長帯域の成分であり、輝度成分Narrowは、500nm~600nmの範囲内の上記波長帯域より狭い波長帯域の成分である。これにより、ヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を精度良く求めることができる。

【0085】

なお、上述の実施形態によれば、プロセッサ200は、内視鏡システム10の完成時、所定のヘモグロビンの濃度及び所定のヘモグロビンの酸素飽和度を有する参照試料を用いて作成され、内視鏡システムに記録保持された第1の対応関係及び第2の対応関係を、固体試料3を電子内視鏡100で撮像することにより得られる第1の対応関係及び第2の対応関係に一致するように補正する。

しかし、他の一実施形態によれば、プロセッサ200は、内視鏡システム10の完成時、所定のヘモグロビンの濃度及び所定のヘモグロビンの酸素飽和度を有する参照試料を用いて作成され、内視鏡システムに記録保持された第1の対応関係及び第2の対応関係を補正することなく、生体組織Tを電子内視鏡100で撮像することにより取得される比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}及び比率Narrow/Wideの値を補正係数を用いて補正することも好ましい。この場合、プロセッサ200は、固体試料3を、ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のためのキャリブレーション用参照試料として電子内視鏡100で撮像した測定結果である比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値(第1の比率のキャリブレーション測定値)及び比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値(第2の比率のキャリブレーション測定値)のそれぞれが補正をすることにより予め設定された値になるような補正係数をメモリ412に記憶する。プロセッサ200は、生体組織Tの撮像画像の画像データの値を用いて得られる第1の比率、具体的には比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}の値、及び第2の比率、具体的には比率Narrow/Wideの値を、上記補正係数を用いて補正した値を用いて、記憶保持した第1の対応関係及び第2の対応関係を参照することにより、生体組織のヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。補正は、例えば、比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}の値及び第2の比率、具体的には、比率Narrow/Wideの値に補正係数を乗算あるいは除算することにより行われる。

【0086】

この場合、内視鏡システム10では、固体試料3を用いた以下のキャリブレーションを行うことができる。

プロセッサ200は、内視鏡システム10の完成時、所定のヘモグロビンの濃度及び所定のヘモグロビンの酸素飽和度を有する参照試料を用いて作成された第1の対応関係及び第2の対応関係を記録保持しておく。

キャリブレーションを行うとき、

(1) 固体試料3を電子内視鏡100で撮像することにより、比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値(第1の比率のキャリブレーション測定値)及び比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値(第2の比率のキャリブレーション測定値)のそれぞれを取得する。

(2) 次に、プロセッサ200は、比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値及び比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値のそれぞれが補正をすることにより予め設定された値になるような補正係数を算出する。

(3) プロセッサ200は、算出した補正係数を、生体組織Tにおけるヘモグロビンの濃度及びヘモグロビンの酸素飽和度の算出に用いるために、生体組織Tを撮像して得られた

比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}及び比率Narrow/Wideのそれぞれを上記補正係数を用いて補正するために上記補正係数をメモリ512に記憶する。

【0087】

なお、固体試料3は、電子内視鏡100を用いて撮像されるので、固体試料3のどの部分を撮像しても、場所によるばらつきの少ないキャリブレーション測定値が得られることが重要である。このため、固体試料3における色材群の濃度の場所によるばらつきは少ないことが好ましい。この場合、固体試料3における波長520～600nmの波長帯域における平均吸光率の、場所による変動は、この平均吸光率の場所に関する平均値の0～5%以下であることが好ましい。このような固体試料3は、上述した固体試料3の作製方法において、樹脂と色材群を有機溶剤に分散させて混合溶液をつくるとき、樹脂と色材群を均質に分散させることにより実現できる。

10

【0088】

さらに、固体試料3は、電子内視鏡100を用いて撮像されるので、固体試料3のどの部分を撮像しても、図2に示すような吸光率のスペクトル波形、特に、2つの吸収ピークを含む波長域X(500nm～600nm)における吸光率の平均値のばらつきの少ないキャリブレーション測定値が得られることが重要である。このため、固体試料3における色材群間の濃度の場所によるばらつきは少ないことが好ましい。このため、固体試料3の波長528～584nmの波長帯域における平均吸光率に対する波長546～570nmの波長帯域における平均吸光率の比の場所による変動は、この比の場所に関する平均値の0～1%以下であることが好ましい。このような固体試料3は、上述した固体試料3の作製方法において、樹脂と色材群を有機溶剤に分散させて混合溶液をつくるとき、各色材を有機溶剤に均質に分散させることにより実現できる。

20

【0089】

以上、本実施形態について説明したが、本発明は、上記の実施携帯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。

【符号の説明】

【0090】

- 1 キャリブレーション試料
- 2 基台
- 3 固体試料
 - 10 内視鏡システム
 - 100 電子内視鏡
 - 110 挿入管
 - 111 挿入管先端部
 - 121 対物レンズ群
 - 131 ライトガイド
 - 131a 先端部
 - 131b 基端部
 - 132 レンズ
 - 141 撮像素子
 - 141a カラーフィルタ
 - 142 ケーブル
 - 200 プロセッサ
 - 300 ディスプレイ
 - 400 光源部
 - 410 回転フィルタ
 - 420 フィルタ制御部
 - 430 光源ランプ
 - 440 集光レンズ

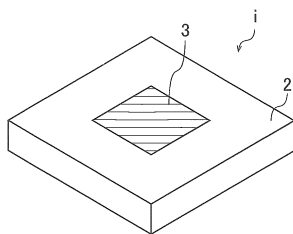
30

40

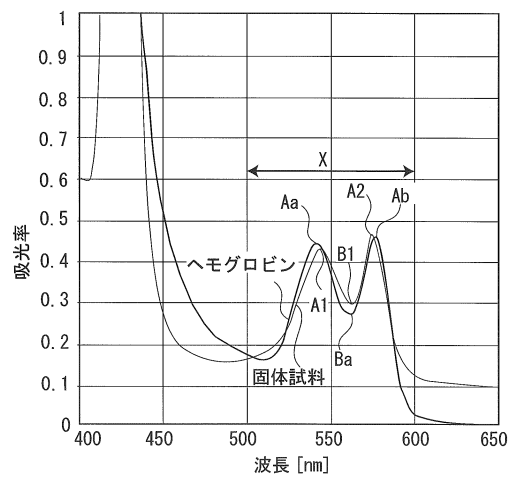
50

450	集光レンズ
500	画像処理部
502	A/D変換回路
504	プレ画像処理部
506	フレームメモリ部
508	ポスト画像処理部
510	特徴量取得部
512	メモリ
514	画像表示制御部
516	コントローラ

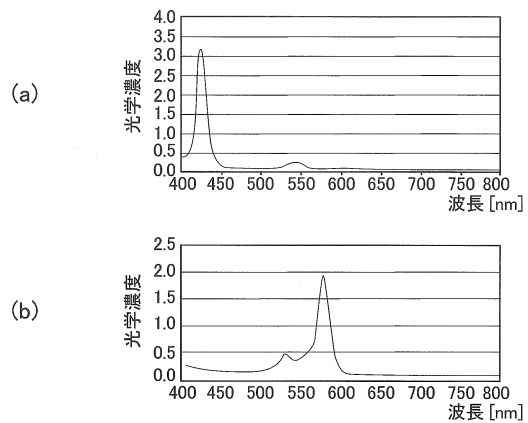
【図 1】



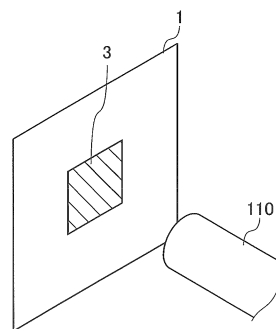
【図 2】



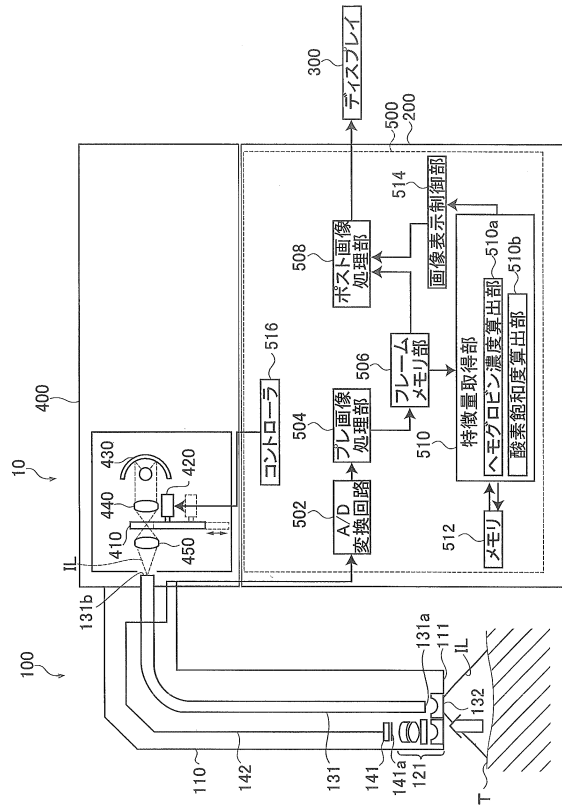
【図 3】



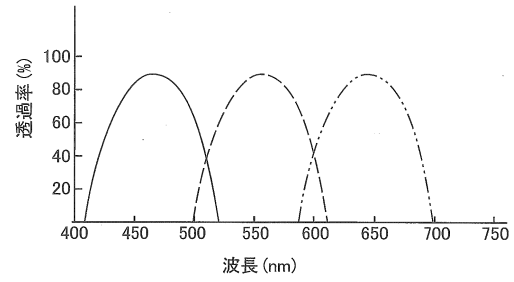
【図 4】



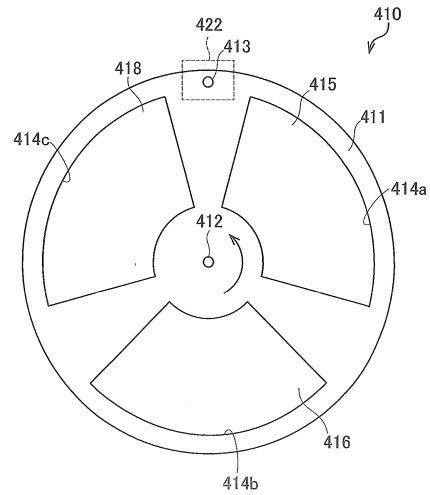
【図 5】



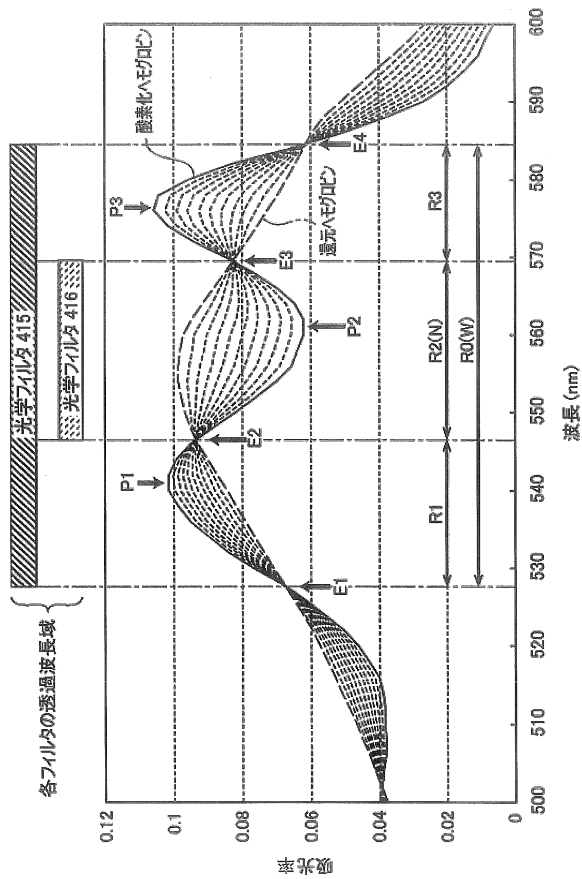
【図 6】



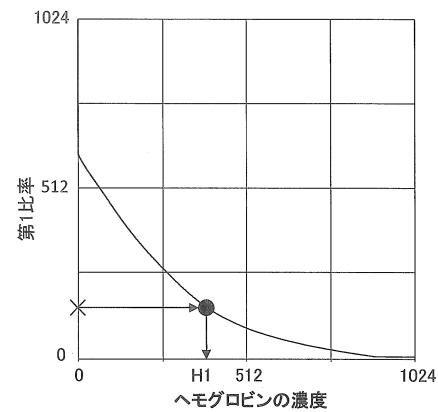
【図 7】



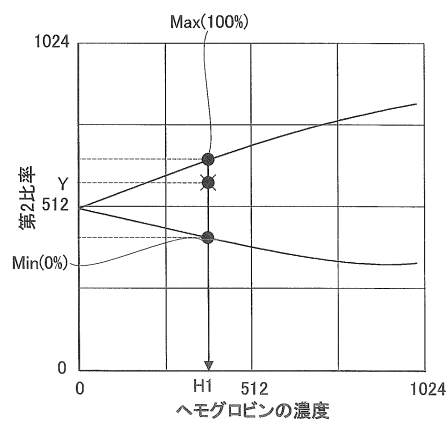
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2015-002978 (JP, A)
特開2016-097067 (JP, A)
特表2015-519117 (JP, A)
特開2015-039617 (JP, A)
特開2008-073341 (JP, A)
特開2004-261364 (JP, A)
特開2011-209691 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	1 / 0 0	—	1 / 3 2
A 6 1 B	8 / 0 0	—	8 / 1 5

专利名称(译)	用于校准的固体样品，内窥镜系统和固体样品的生产方法		
公开(公告)号	JP6655735B2	公开(公告)日	2020-02-26
申请号	JP2018560412	申请日	2018-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	千葉亨		
发明人	千葉 亨		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00 A61B8/13 A61B1/00009 A61B1/04 A61B1/0676 A61B5/0084 G06T2207/10068		
FI分类号	A61B1/045.617 A61B1/045.615 A61B1/00.650 A61B1/00.513		
优先权	2017000939 2017-01-06 JP		
其他公开文献	JPWO2018128195A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用作校准参考样品以计算活组织中血红蛋白浓度和血红蛋白氧饱和度的固体样品由具有以下特征的非生物物质制成：着色剂基团具有多种非生物物质的着色剂并复制 通过调节多种着色剂的混合比例，以预定浓度和预定氧饱和度吸收血红蛋白。树脂材料，其中分散有着色剂组的每种着色剂。在制备固体样品中，制备以预定的血红蛋白浓度和预定的血红蛋白氧饱和度再现血红蛋白吸收特性的着色剂基团，然后将作为基础材料的树脂溶解在其中分散有着色剂基团的混合溶液中。有机溶剂。从溶解有树脂的混合溶液中挥发有机溶剂。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6655735号 (P6655735)
(45) 発行日 令和2年2月26日 (2020. 2. 26)	(24) 登録日 令和2年2月5日 (2020. 2. 5)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/045 (2006.01) A 6 1 B 1/00 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/045 6 1 7 A 6 1 B 1/045 6 1 5 A 6 1 B 1/00 6 5 0 A 6 1 B 1/00 5 1 3	
請求項の数 10 (全 25 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-560412 (P2018-560412) (86) (22) 出願日 平成30年1月9日 (2018. 1. 9) (86) 国際出願番号 PCT/JP2018/000212 (87) 国際公開番号 W02018/128195 (87) 国際公開日 平成30年7月12日 (2018. 7. 12) 審査請求日 平成31年4月19日 (2019. 4. 19) (31) 優先権主張番号 特願2017-939 (P2017-939) (32) 優先日 平成29年1月6日 (2017. 1. 6) (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	(73) 特許権者 000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 (74) 代理人 110000165 グローバル・アイビー東京特許業務法人 (72) 発明者 千葉 亨 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H OYA株式会社内 審査官 北島 拓馬	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】キャリブレーション用固体試料、内視鏡システム、及び固体試料の製作方法		

(54) 【発明の名称】 キャリブレーション用固体試料、内視鏡システム、及び固体試料の作製方法