

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-108314

(P2018-108314A)

(43) 公開日 平成30年7月12日(2018.7.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	
	A 6 1 B 5/14 3 2 2	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2017-941 (P2017-941)
 (22) 出願日 平成29年1月6日(2017.1.6)

(71) 出願人 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・アイピ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
 Fターム(参考) 4C038 KK01 KL07 KM03 KX01 KY00
 4C161 AA00 BB01 BB08 CC06 DD00
 GG01 GG11 HH54 JJ06 JJ11
 LL02 MM03 NN01 QQ01 RR04
 RR14 RR18 RR26 SS21 WW15
 WW18

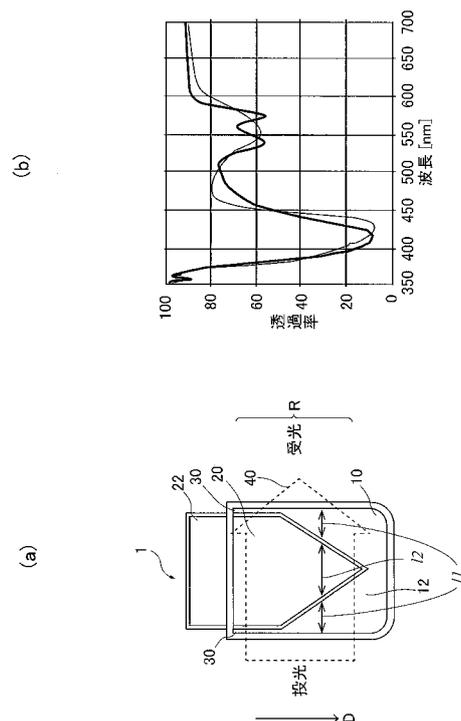
(54) 【発明の名称】 キャリブレーション用試料、内視鏡システム、及びキャリブレーション用試料の作製方法

(57) 【要約】

【課題】酸素飽和度が0%超100%未満の不安定なヘモグロビンの吸光特性をキャリブレーションのために測定することができるキャリブレーション用試料等を提供する。

【解決手段】キャリブレーション用試料は、第1の酸素飽和度の第1のヘモグロビンを所定の濃度で充填した第1透明容器室と、第2の酸素飽和度の第2のヘモグロビンを前記所定の濃度で充填した第2透明容器室と、を有し、前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室のいずれか一方に光が入射し、前記第1のヘモグロビン及び前記第2のヘモグロビンを光が通過して出射するように構成される。前記第1のヘモグロビンの第1光路長さと前記第2のヘモグロビンの第2光路長さの合計を一定に維持しながら、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比が異なる複数の光路を備えるように前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室が配置されている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の酸素飽和度の第 1 のヘモグロビンを所定の濃度で充填した第 1 透明容器室と、
第 2 の酸素飽和度の第 2 のヘモグロビンを前記所定の濃度で充填した第 2 透明容器室と、
を有し、

前記第 1 透明容器室及び前記第 2 透明容器室のいずれか一方に光が入射し、前記第 1 のヘモグロビン及び前記第 2 のヘモグロビンを光が通過して前記第 1 透明容器室及び前記第 2 透明容器室のいずれか一方から出射するように構成され、前記第 1 のヘモグロビンの第 1 光路長さと前記第 2 のヘモグロビンの第 2 光路長さの合計を一定に維持しながら、前記第 1 光路長さと前記第 2 の光路長さの比が互いに異なる複数の光路を備えるように前記第 1 透明容器室及び前記第 2 透明容器室が配置されており、

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の算出のためのキャリブレーションの参照試料として用いる、キャリブレーション用試料。

【請求項 2】

前記第 1 透明容器室及び前記第 2 透明容器室の前記光路に対して直交する平面内の第 1 の方向に沿って、前記第 1 光路長さと前記第 2 光路長さの比が連続して変化するように、前記第 1 のヘモグロビンと前記第 2 のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁は、前記平面に対して傾斜した傾斜面となっている、請求項 1 に記載のキャリブレーション用試料。

【請求項 3】

前記第 2 のヘモグロビンは、還元剤を用いて前記第 2 透明容器室内で前記第 1 のヘモグロビンを還元させたヘモグロビンである、請求項 1 または 2 に記載のキャリブレーション用試料。

【請求項 4】

出射する前記光は、前記第 1 のヘモグロビン及び前記第 2 のヘモグロビンを透過した透過光である、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載のキャリブレーション用試料。

【請求項 5】

波長帯域の異なる少なくとも複数の光を出射する光源装置と、

前記複数の光のそれぞれで照明された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プロセッサと、を備え、

前記プロセッサは、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のキャリブレーション用試料を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、前記第 1 透明容器室及び前記第 2 透明容器室内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 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のキャリブレーション用試料を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、光の通過した前記第 1 光路長さ及び前記第 2 光路長さで定まる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、

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、ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

前記キャリブレーション用試料における前記光路は、前記第 1 透明容器室及び前記第 2 透明容器室の前記光路に対して直交する平面内の第 1 の方向に沿って、前記第 1 光路長さと前記第 2 の光路長さの比が連続して変化するように、前記第 1 のヘモグロビンと前記第 2 のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁は、前記平面に対して傾斜した傾斜面となっており、

10

20

30

40

50

前記プロセッサは、前記画像データのうち、前記第2の比率の算出に用いる画像データとして、前記キャリブレーション用試料の画像上の前記第1の方向に対応した方向に沿ったデータを用いて、ヘモグロビンの複数の酸素飽和度に対応する前記第2の比率のキャリブレーション測定値を取得する、請求項5に記載の内視鏡システム。

【請求項7】

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、

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5または6に記載の内視鏡システム。

【請求項8】

ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する際のキャリブレーション用試料の作製方法であって、

所定の濃度で第1の酸素飽和度の第1のヘモグロビンを第1透明容器室及び第2透明容器室に充填するステップと、

前記第2透明容器室内で、還元剤を用いて、前記第1のヘモグロビンが第2の酸素飽和度の第2のヘモグロビンになるように還元させるステップと、

前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室のいずれか一方に光が入射し、前記第1のヘモグロビン及び前記第2のヘモグロビンを光が通過して前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室のいずれか一方から出射し、さらに、前記第1のヘモグロビンの第1光路長さと前記第2のヘモグロビンの第2光路長さの合計を一定に維持しながら、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比が互いに異なる複数の光路が形成されるように、前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室を配置するステップ、

を含むキャリブレーション用試料の作製方法。

【請求項9】

前記第1のヘモグロビンと前記第2のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁が、前記光路に対して直交する平面に対して傾斜するように前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室を配置することにより、前記平面内の第1の方向に沿って、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比を連続して変化させる、請求項8に記載のキャリブレーション用試料の作製方法。

【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の参照試料として用いるキャリブレーション用試料、内視鏡システム、及びキャリブレーション用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

10

20

30

40

50

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。

【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】

ヘモグロビン酸素飽和度観察装置では、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。

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は、装置誤差や外部環境、経時変化に起因するバラツキを持つ。上記装置の出力値が、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、実際の内視鏡システムで、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、より正確なヘモグロビン酸素飽和度計測結果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。

【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。このため、キャリブレーション用試料として、ヘモグロビンを用いることが好ましく、さらに、精度の高いキャリブレーションを行うには、ヘモグロビンの濃度や酸素飽和度の異なる種々の試料を用意することが好ましい。また、内視鏡システムの使用に伴って内視鏡システムも経時変化するため、精度の高いヘモグロビンの酸素飽和度を算出するには、上記対応関係を時々再設定することが好ましい。

しかし、このようなキャリブレーション用試料を、酸素飽和度やヘモグロビンの濃度が異なり、かつ安定した複数種類の試料を用意することは難しい。特に、還元ヘモグロビンは、酸素と触れて酸化ヘモグロビンに変化し易いため、20%、40%、60%等の中間値の安定した酸素飽和度のヘモグロビンの試料を作製することは極めて困難である。

【0007】

そこで、本発明は、酸素飽和度の異なる多数の種類を試料を用意しなくても、ヘモグロビンの酸素飽和度が0%及び100%の試料で、0%超100%未満の不安定な状態のヘモグロビンの吸光特性を光学的に等価な状態として実現するキャリブレーション用試料、このキャリブレーション用試料を用いる内視鏡システム、及びキャリブレーション用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、キャリブレーション用試料である。

前記キャリブレーション用試料は、

第1の酸素飽和度の第1のヘモグロビンを所定の濃度で充填した第1透明容器室と、

第2の酸素飽和度の第2のヘモグロビンを前記所定の濃度で充填した第2透明容器室と

、を有する。

10

20

30

40

50

前記キャリブレーション用試料は、前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室のいずれか一方に光が入射し、前記第1のヘモグロビン及び前記第2のヘモグロビンを光が通過して前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室のいずれか一方から出射するように構成され、前記第1のヘモグロビンの第1光路長さと前記第2のヘモグロビンの第2光路長さの合計を一定に維持しながら、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比が互いに異なる複数の光路を備えるように前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室が配置されている。

前記試料、すなわち複合試料は、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の算出のためのキャリブレーションの参照試料として用いることができる。

【0009】

前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室の前記光路に対して直交する平面内の第1の方向に沿って、前記第1光路長さと前記第2光路長さの比が連続して変化するように、前記第1のヘモグロビンと前記第2のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁は、前記平面に対して傾斜した傾斜面となっている、ことが好ましい。

【0010】

前記第2のヘモグロビンは、還元剤を用いて前記第2透明容器室内で前記第1のヘモグロビンを還元させたヘモグロビンである、ことが好ましい。

【0011】

出射する前記光は、前記第1のヘモグロビン及び前記第2のヘモグロビンを透過した透過光である、ことが好ましい。

【0012】

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、

波長帯域の異なる少なくとも複数の光を出射する光源装置と、

前記複数の光のそれぞれで照明された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プロセッサと、を備える。

前記プロセッサは、前記キャリブレーション用試料を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、前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室内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、及び前記キャリブレーション用試料を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、光の通過した前記第1光路長さ及び前記第2光路長さで定まる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。

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。

【0013】

前記キャリブレーション用試料における前記光路は、前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室の前記光路に対して直交する平面内の第1の方向に沿って、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比が連続して変化するように、前記第1のヘモグロビンと前記第2のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁は、前記平面に対して傾斜した傾斜面となっており、

前記プロセッサは、前記画像データのうち、前記第2の比率の算出に用いる画像データとして、前記キャリブレーション用試料の画像上の前記第1の方向に対応した方向に沿ったデータを用いて、ヘモグロビンの複数の酸素飽和度に対応する前記第2の比率のキャリブレーション測定値を取得する、ことが好ましい。

【0014】

10

20

30

40

50

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、

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。

【0015】

本発明のさらに他の一態様は、ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する際のキャリブレーション用試料の作製方法である。

前記作製方法は、

所定の濃度で第1の酸素飽和度の第1のヘモグロビンを第1透明容器室及び第2透明容器室に充填するステップと、

前記第2透明容器室内で、還元剤を用いて、前記第1のヘモグロビンが第2の酸素飽和度の第2のヘモグロビンになるように還元させるステップと、

前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室のいずれか一方に光が入射し、前記第1のヘモグロビン及び前記第2のヘモグロビンを光が通過して前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室のいずれか一方から出射し、さらに、前記第1のヘモグロビンの第1光路長さと前記第2のヘモグロビンの第2光路長さの合計を一定に維持しながら、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比が互いに異なる複数の光路が形成されるように、前記第1

を含む。

【0016】

連続した酸素飽和度変化を得る場合には、前記第1のヘモグロビンと前記第2のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁が、前記光路に対して直交する平面に対して傾斜するように前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室を配置することにより、前記平面内の第1の方向に沿って、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比を連続して変化させる、ことが好ましい。

【0017】

本発明の他の一態様は、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る。

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る。

このとき、前記キャリブレーションを行う方法は、

前記キャリブレーション用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、

前記第1の比率のキャリブレーション測定値と、前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室内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、及び前記キャリブレーション用試料を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、光の通過した前記第1光路長さ及び前記第2光路長さで定まる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の対応関係を生成するステップと、

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、

10

20

30

40

50

を含む。

【0018】

前記キャリブレーション用試料における前記光路は、前記第1透明容器室及び前記第2透明容器室の前記光路に対して直交する平面内の第1の方向に沿って、前記第1光路長さと前記第2の光路長さの比が連続して変化するように、前記酸化ヘモグロビンと前記還元ヘモグロビンの境界を分ける容器の壁は、前記平面に対して傾斜した傾斜面となっており、

前記キャリブレーションを行うステップでは、前記キャリブレーション用試料を用いて前記内視鏡による撮像で得られる画像データのうち、前記第2の比率のキャリブレーション測定値の算出に用いる画像データとして、前記キャリブレーション用試料の画像上の前記第1の方向に対応した方向に沿ったデータを用いて、ヘモグロビンの複数の酸素飽和度に対応する前記第2の比率のキャリブレーション測定値を取得する、ことが好ましい。

10

【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ることが好ましい。

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。

20

【発明の効果】

【0020】

上述のキャリブレーション用試料では、0%超100%未満の不安定な状態のヘモグロビンの吸光特性を光学的に等価な状態として実現することができる。したがって、キャリブレーション用試料を用いてキャリブレーションを行った内視鏡システムは、精度の高い酸素飽和度を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】(a)及び(b)は、本実施形態のキャリブレーション用試料の一例を説明する図である。

30

【図2】(a)は、図1(a)に示す透過光を、本実施形態の内視鏡システムの撮像素子で受光することにより得た透過光の画像から得られる酸素飽和度の一例を示す図であり、(b)は、(a)に示す画像中の方向Xに沿った各位置における酸素飽和度の一例を示す図である。

【図3】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4】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5】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6】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。

40

【図7】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。

【図8】本実施形態で用いる第2比率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】

【0022】

(キャリブレーション用試料)

以下に説明する本実施形態のキャリブレーション用試料は、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ために用いられる。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

50

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分布画像を表示するシステムである。

【0023】

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（後述する第1の比率及び第2の比率）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。内視鏡システムを使用する前に、上記対応関係を設定するために、本実施形態のキャリブレーション用試料を用いてキャリブレーションを行う。キャリブレーションとは、キャリブレーション用試料を内視鏡システムで読み取った結果と、キャリブレーション用試料で定められる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の間の対応関係を設定することをいう。

10

【0024】

図1(a), (b)は、本実施形態の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1(a)は、キャリブレーション用試料1の構成の一例を示す。キャリブレーション用試料1は、第1透明容器室10と、第2透明容器室20と、配置機構30、とを有する。

第1透明容器室10には、第1のヘモグロビン12、例えば酸素飽和度が100%である酸素化ヘモグロビンが所定の濃度で充填されている。第1のヘモグロビン12は、第1透明容器室10内に密封されている。

20

第2透明容器室20には、第2のヘモグロビン22、例えば酸素飽和度が0%である還元ヘモグロビンが所定の濃度で充填されている。第2のヘモグロビン22は、第2透明容器室20内に密封されている。

なお、第2のヘモグロビンは、還元剤を用いて第2透明容器室20内で第1のヘモグロビンを還元させたヘモグロビンであることが、所定の酸素飽和度で安定したヘモグロビンを充填することができる点から好ましい。

第1透明容器室10及び第2透明容器室20の容器は、透明な材料で構成され、例えばガラスやスチレン樹脂で構成される。

30

図1に示すキャリブレーション用試料1は、第1透明容器室10の容器と、第2透明容器室20の容器とが独立しており、この独立した容器を配置機構30で1つに統合させたものであるが、第1透明容器室10と、第2透明容器室20とが配置機構30を用いることなく一体化した容器で構成されてもよい。

【0025】

本実施形態の第1のヘモグロビン12、第2のヘモグロビン22は、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンに限定されず、酸素飽和度が異なるヘモグロビンであれば特に制限されず、酸素飽和度が0%超100%未満のヘモグロビンであってもよい。第1のヘモグロビン12の酸素飽和度と第2のヘモグロビン22の酸素飽和度との差は、50%以上であることが好ましい。

40

【0026】

配置機構30は、第1透明容器室10の容器と第2透明容器室20の容器が以下に示すような位置関係になるように配置固定するための機構である。配置機構30の構成は、特に制限されない。配置機構30は、例えば、第1透明容器室10の内壁面に設けられたねじ溝と、第2透明容器室20の外周壁面に設けられたネジ溝とで構成され、ネジ溝同士が噛み合っており、第1透明容器室10と第2透明容器室20が互いに固定される機構である。

ここで、配置機構30は、第1透明容器室10及び第2透明容器室20のいずれか一方に光が入射し、第1のヘモグロビン12及び第2のヘモグロビン22を光が通過して第1透明容器室10及び第2透明容器室20のいずれか一方から出射するように構成されている。光の入射と出射の場所は、同じ透明容器室であってもよいし、異なる透明容器室であ

50

ってもよい。このとき、第1のヘモグロビン12の第1光路長さ l_1 と第2のヘモグロビン22の第2光路長さ l_2 の合計を一定に維持しながら、第1光路長さ l_1 と第2の光路長さ l_2 の比が互いに異なる複数の光路を備えるように第1透明容器室10及び第2透明容器室20を配置する。

【0027】

図1(a)に示す例では、第1透明容器室10の一部に第2透明容器室20の容器が進入して配置機構30で固定されている。第2透明容器室20の底部は、例えば底部の端に近づくほど面積が小さくなる円錐形状あるいは角錐形状になった壁面を有する。したがって、第1透明容器室10及び第2透明容器室20の深さ方向Dの各位置において、位置が変わると、第1のヘモグロビン12の第1光路長さ l_1 と第2のヘモグロビン22の第2光路長さ l_2 の合計を一定に維持しながら、第1光路長さ l_1 と第2の光路長さ l_2 の比が互いに異なる複数の光路が形成される。図1(a)に示す例では、左側から第1透明容器室10の壁に入射した光は、第1のヘモグロビン12、第2透明容器室20の壁、第2のヘモグロビン22、第2透明容器室20の壁、第1のヘモグロビン12、及び第1透明容器室10の壁を通過して出射し、後述する内視鏡システムの撮像素子に受光される。

10

【0028】

したがって、領域Rの透過光40を受光することにより、第1のヘモグロビンの酸素飽和度から第2のヘモグロビンの酸素飽和度の間の各位置に対応した透過率を反映した透過光40を受光することができる。図1(a)に示す例では、第2透明容器室20の壁は、直線的に傾斜しているため、第1光路長さ l_1 と第2の光路長さ l_2 の比は連続的に変化する。透過率は、ランベルト・ベールの法則にしたがうので、第1光路長さ l_1 と、第1のヘモグロビンの濃度と、第1のヘモグロビンのモル吸光係数の積と、第2光路長さ l_2 と、第2のヘモグロビンの濃度と、第2のヘモグロビンのモル吸光係数の積との和に応じて定まる。第1のヘモグロビンの濃度と第2のヘモグロビンの濃度は、同じであり、第1のヘモグロビンのモル吸光係数及び第2のヘモグロビンのモル吸光係数は一定値であるので、深さ方向Dの各位置で、第1光路長さ l_1 と第2の光路長さ l_2 の比が変化することで光の透過率が変化する。一方、酸素飽和度は、ヘモグロビンの酸素飽和度100%の量と酸素飽和度0%の量の比で定まる値であり、本実施形態の酸素飽和度は、第1光路長さ l_1 と第2の光路長さ l_2 の比によって定まる。したがって、深さ方向Dに沿った各位置に応じて定まる安定したヘモグロビンの酸素飽和度と、その位置における光の測定結果との間の対応関係を取得することができる。酸素飽和度は、複合容器の形状寸法から求めることもできるし、分光画像の解析から予め値付けすることも可能である。

20

30

【0029】

なお、図1(a)に示す例では、キャリブレーション用試料1から出射し受光される光は、第1のヘモグロビン12及び第2のヘモグロビン22を透過した透過光であるが、第1のヘモグロビン12及び第2のヘモグロビン22を通過した光で、キャリブレーション用試料1に入射した光と同じ透明容器室の壁から出射する反射光を用いることもできる。しかし、透過光を用いることが、壁面での反射特性等を考慮する必要が無く精度の高い測定を行なうことができる点から、好ましい。

【0030】

図1(a)に示す例では、第2透明容器室20の底部の壁は、直線的に傾斜するが、必ずしも直線的に傾斜していなくてもよく、曲線的に傾斜してもよい。また、キャリブレーション試料1は、第1透明容器室10の内側の空間に第2透明容器室20が入り込む形態であるが、第2透明容器室20の内側の空間に第1透明容器室10が入り込む形態であってもよいし、第1透明容器室10と第2透明容器室20が、互いに入り込む形態ではなく、外壁同士が対向するように配置した形態であってもよい。

40

【0031】

図1(b)は、酸素飽和度100%(太線)、すなわち、酸素化ヘモグロビンにおける透過率のスペクトル波形と、酸素飽和度0%(細線)、すなわち、還元ヘモグロビンにおける透過率のスペクトル波形を示している。したがって、透過光40を受光することによ

50

り、酸素飽和度0%超100%未満の酸素飽和度のヘモグロビンにおける透過率に対応した情報を得ることができる。

本実施形態の後述する内視鏡システムでは、キャリブレーション用試料1を用いることにより、酸素飽和度0%超100%未満の酸素飽和度のヘモグロビンにおける透過光40を受光して得られるパラメータ(第1の比率、第2の比率)と、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の間の対応関係を作成することができる。

【0032】

図2(a)は、図1(a)に示す透過光40を、後述する内視鏡システムの撮像素子で受光することにより得た透過光の画像から得られる酸素濃度の分布の一例を示す図である。

図2(b)は、図2(a)に示す画像の方向Xに沿った各位置における酸素飽和度の一例を示す図である。方向Xは、図1(a)に示す深さ方向Dに対応する。図2(b)に示すように、内視鏡システムで算出した酸素飽和度は、略直線的に変化していることがわかる。このように、キャリブレーション用試料1を用いることにより、0%、100%の酸素飽和度の他に、0%超100%未満の酸素飽和度の画像データの情報を得ることができる。しかも、酸素飽和度が連続して変化する情報を得ることができる。

このように、キャリブレーション用試料1では、第1透明容器室10及び第2透明容器室20の光路に対して直交する平面内の深さ方向D(第1の方向)に沿って、第1光路長さ11と第2の光路長さ12の比が連続して変化するように、第1のヘモグロビンと第2のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁は、平面に対して傾斜した傾斜面となっていることが好ましい。

したがって、すでにキャリブレーションが行われている内視鏡システムでも、内視鏡システムの使用開始前に、キャリブレーション用試料1をキャリブレーションに用いることで、内視鏡システムで用いる画像データから得られるパラメータ(第1の比率、第2の比率)と、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の間の対応関係を再設定することができる。

なお、キャリブレーション用試料1は、ヘモグロビンの濃度が異なる複数種類の試料として用意される。

【0033】

このようなキャリブレーション用試料1は、以下のように作製することができる。

(1) 所定の濃度で第1の酸素飽和度の第1のヘモグロビン12を第1透明容器室10及び第2透明容器室20に充填する。

(2) 第2透明容器室20内で、還元剤を用いて、第1のヘモグロビン12が第2の酸素飽和度の第2のヘモグロビン22になるように還元させる。

(3) 第1透明容器室10及び第2透明容器室12のいずれか一方に光が入射し、第1のヘモグロビン12及び第2のヘモグロビン22を光が通過して第1透明容器室10及び第2透明容器室12のいずれか一方から出射し、さらに、第1のヘモグロビン12の第1光路長さ11と第2のヘモグロビン22の第2光路長さ12の合計を一定に維持しながら、第1光路長さ11と第2の光路長さ12の比が互いに異なる複数の光路が形成されるように、第1透明容器室10及び第2透明容器室20を配置する。

【0034】

このとき、第1のヘモグロビン12と第2のヘモグロビン22の境界を分ける容器の壁が、光路に対して直交する平面に対して傾斜するように第1透明容器室10及び第2透明容器室20を配置することにより、平面内の深さ方向D(第1の方向)に沿って、第1光路長さ11と第2の光路長さ12の比を連続して変化させることができる。これにより、複数の酸素飽和度の情報を、深さD方向の各位置から取得することができる点から好ましい。

以降、シミュレーション用試料1を用いてキャリブレーションを行い、キャリブレーションを行った後、生体組織の撮像画像からヘモグロビンの濃度及び酸素飽和度を算出する内視鏡システムを説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

(内 視 鏡 シ ス テ ム の 構 成)

図 3 は、本実施形態に用いる内視鏡システム 5 0 の構成を示すブロック図である。内視鏡システム 5 0 は、電子内視鏡 (内視鏡) 1 0 0、プロセッサ 2 0 0、ディスプレイ 3 0 0、及び光源装置 4 0 0 を備える。電子内視鏡 1 0 0 及びディスプレイ 3 0 0 は、プロセッサ 2 0 0 に着脱可能に接続されている。プロセッサ 2 0 0 は、画像処理部 5 0 0 を備える。光源装置 4 0 0 は、プロセッサ 2 0 0 に着脱自在に接続されている。

【 0 0 3 6 】

電子内視鏡 1 0 0 は、被検者の体内に挿入される挿入管 1 1 0 を有する。挿入管 1 1 0 の内部には、挿入管 1 1 0 の略全長に亘って延びるライトガイド 1 3 1 が設けられている。ライトガイド 1 3 1 の一端部である先端部 1 3 1 a は、挿入管 1 1 0 の先端部、すなわち挿入管先端部 1 1 1 近傍に位置し、ライトガイド 1 3 1 の他端部である基端部 1 3 1 b は、光源装置 4 0 0 との接続部に位置する。したがって、ライトガイド 1 3 1 は、光源装置 4 0 0 との接続部から挿入管先端部 1 1 1 近傍まで延びている。

光源装置 4 0 0 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 4 3 0 を光源として備える。光源装置 4 0 0 から出射した光は照明光 I L として、ライトガイド 1 3 1 の基端部 1 3 1 b に入射する。ライトガイド 1 3 1 の基端部 1 3 1 b に入射した光は、ライトガイド 1 3 1 を通ってその先端部 1 3 1 a に導かれ、先端部 1 3 1 a から出射される。電子内視鏡 1 0 0 の挿入管先端部 1 1 1 には、ライトガイド 1 3 1 の先端部 1 3 1 a と対向して配置された配光レンズ 1 3 2 が設けられている。ライトガイド 1 3 1 の先端部 1 3 1 a から出射する照明光 I L は、配光レンズ 1 3 2 を通過して、挿入管先端部 1 1 1 の近傍の生体組織 T を照明する。

【 0 0 3 7 】

電子内視鏡 1 0 0 の挿入管先端部 1 1 1 には対物レンズ群 1 2 1 及び撮像素子 1 4 1 が設けられている。対物レンズ群 1 2 1 及び撮像素子 1 4 1 は撮像部を形成する。照明光 I L 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 1 2 1 に入射し、集光されて、撮像素子 1 4 1 の受光面上で結像する。撮像素子 1 4 1 は、その受光面にカラーフィルタ 1 4 1 a を備えたカラー画像撮像用の C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサ、あるいは C M O S (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。

【 0 0 3 8 】

カラーフィルタ 1 4 1 a 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 1 4 1 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 4 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 5 7 0 n m より長波長 (例えば 5 8 0 n m ~ 7 0 0 n m) 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 4 7 0 n m ~ 6 2 0 n m 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 5 3 0 n m より短波長 (例えば 4 2 0 n m ~ 5 2 0 n m) の光を通過させるフィルタである。

【 0 0 3 9 】

撮像素子 1 4 1 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 1 4 1 は、後述する画像処理部 5 0 0 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 / 3 0 秒間隔で) 出力する。撮像素子 1 4 1 から出力されたカラー画像データは、ケーブル 1 4 2 を介してプロセッサ 2 0 0 の画像処理部 5 0 0 に送られる。

【 0 0 4 0 】

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

10

【0043】

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。

【0044】

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（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。

20

【0045】

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。

30

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。

【0046】

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。

40

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。

【0047】

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

50

レイ 300 の動作を指示し制御する機能とを兼ね備える。

【0048】

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。

10

【0049】

なお、光源装置 400 の構成は、図 3 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、略平行光の状態を光を回転フィルタ 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。

20

30

【0050】

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。

【0051】

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。

40

【0052】

図 5 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

50

盤状のフレーム 4 1 1 と、3つの扇形の光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 8 を備えている。フレーム 4 1 1 の中心軸の周りには3つの扇状の窓 4 1 4 a、4 1 4 b 及び 4 1 4 c が等間隔で形成されており、各窓 4 1 4 a、4 1 4 b 及び 4 1 4 c には、それぞれ光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 8 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。

【0053】

また、フレーム 4 1 1 の中心軸上にはボス穴 4 1 2 が形成されている。ボス穴 4 1 2 には、フィルタ制御部 4 2 0 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 4 1 0 はサーボモータの出力軸と共に回転する。

10

【0054】

回転フィルタ 4 1 0 が図 5 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 4 1 5、4 1 6、4 1 8 の順に切り替わり、これにより回転フィルタ 4 1 0 を通過する照明光 I L の波長帯域が順次切り替えられる。

【0055】

光学フィルタ 4 1 5 及び 4 1 6 は、550 nm 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 6 に示されるように、光学フィルタ 4 1 5 は、等吸収点 E 1 から E 4 までの波長域 R 0 (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 4 1 6 は、等吸収点 E 2 から E 3 までの波長域 R 2 (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 4 1 8 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 4 3 0 から放射された光は光学フィルタ 4 1 8 を透過する。光学フィルタ 4 1 8 を透過した光は、白色光 W L 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 4 1 8 を使用せず、フレーム 4 1 1 の窓 4 1 4 c を開放した構成としてもよい。

したがって、光源ランプ 4 3 0 から放射される光のうち光学フィルタ 4 1 5 を透過した光を、以降 Wide 光といい、光源ランプ 4 3 0 から放射される光のうち光学フィルタ 4 1 6 を透過した光を、以降 Narrow 光といい、光源ランプ 4 3 0 から放射される光のうち光学フィルタ 4 1 8 を透過した光を、以降白色光 W L という。

30

【0056】

図 6 は、550 nm 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 6 に示されるように、波長域 R 1 は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 1 のピーク波長が含まれる帯域であり、波長域 R 2 は還元ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 2 のピーク波長が含まれる帯域であり、波長域 R 3 は酸素化ヘモグロビンに由来する吸収ピーク P 3 のピーク波長が含まれる帯域である。また、波長域 R 0 には、3つの吸収ピーク P 1、P 2、P 3 の各ピーク波長が含まれている。

【0057】

また、光学フィルタ 4 1 5 の波長域 R 0 及び光学フィルタ 4 1 6 の波長域 R 2 は、カラーフィルタ 1 4 1 a の G カラーフィルタの通過波長域（図 4）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形成される生体組織 T の像は、撮像素子 1 4 1 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。

40

【0058】

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、フレーム 4 1 1 の回転方向において、窓 4 1 4 a と窓 4 1 4 c との境界部と同じ位置（位相）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。

【0059】

このように、本実施形態の光源装置 4 0 0 は、複数の光学フィルタ 4 1 5、4 1 6、4

50

18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。

【0060】

(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。

【0061】

10

図6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6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。

【0062】

20

図6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6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

【0063】

図6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

【0064】

ここで、酸素飽和度は次の式(1)により定義される。

【0065】

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)

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

式 (2) :

【 数 2 】

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

10

【 0 0 6 8 】

式 (3) :

【 数 3 】

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

20

【 0 0 6 9 】

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。

【 0 0 7 0 】

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。

30

【 0 0 7 1 】

本実施形態の特徴量取得部 5 1 0 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 5 1 0 a 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 5 1 0 b と、を含む。

【 0 0 7 2 】

W i d e 光 (光学フィルタ 4 1 5 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が、上述の波長帯域 R 0 における吸光度の合計値に対応することから、本実施形態の特徴量取得部 5 1 0 のヘモグロビン量算出部 5 1 0 a 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。

40

特徴量取得部 5 1 0 のヘモグロビン量算出部 5 1 0 a は、具体的には、W i d e 光 (第 2 の光) を照明光 I L 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 W i d e (以降、単に W i d e ともいう) を、白色光 W L (第 1 の光) を照明光 I L 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

50

R成分 $W_L(R)$ 、あるいはR成分 $W_L(R)$ 及びG成分 $W_L(G)$ の合計成分 $W_L(R) + W_L(G)$ で割った比率 $Wide/W_L(R)$ または $Wide/\{W_L(R) + W_L(G)\}$ (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、 $W_L(R)$ あるいは $\{W_L(R) + W_L(G)\}$ で割った比率 $Wide/W_L(R)$ または $Wide/\{W_L(R) + W_L(G)\}$ を用いるのは、照明光 I_L が生体組織 T の表面で散乱する程度によって生体組織 T の分光特性が変化することを除去するためである。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 W_L (第1の光)を照明光 I_L 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 $W_L(R)$ 、あるいはR成分及びG成分の合計成分 $W_L(R) + W_L(G)$ 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 I_L 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 I_L 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 W_L (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 W_L (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。

【0073】

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 I_L 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 W_L (第1の光)を照明光 I_L 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 $W_L(R)$ 、あるいはR成分及びG成分の合計成分 $W_L(R) + W_L(G)$ の比率 $Wide/W_L(R)$ または $Wide/\{W_L(R) + W_L(G)\}$ を用いることが好ましいが、 $Wide$ 光(第2の光)を照明光 I_L 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 $Wide$ の代わりにG成分 $Wide(G)$ を用いることも好ましい。

【0074】

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 R_2 における吸光度の合計値が低下すること、及び、波長帯域 R_0 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 R_2 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416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(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 $Narrow/Wide$ の上限値との関係を表した対応関係を、上述した固定試料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。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酸素飽和度は第2比率に応じ

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 $Narrow / Wide$ の値がどの酸素飽和度の位置にあるかを算出する。このようにして、特徴量取得部 510 の酸素飽和度算出部 510 b は、酸素飽和度の算出を行う。

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定試料 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。

【0075】

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。

10

【0076】

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。

20

【0077】

図 7 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 510 a は、上述したように第 1 比率を求めると、図 7 に示すような対応関係 (この対応関係を、以降第 1 の対応関係ともいう) 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 7 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 7 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。

【0078】

図 8 は、第 2 比率とヘモグロビンの濃度の関係の一例を示す図である。図 8 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。

30

特徴量取得部 510 の酸素飽和度量算出部 510 b 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 510 a 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 8 に示す対応関係 (以降、この対応関係を第 2 の対応関係という) を用いて、求めたヘモグロビンの濃度における第 2 比率に基づいてヘモグロビンの酸素飽和度を求める。

図 8 は、酸素飽和度 0%、25%、50%、75%、及び 100% の情報を示している。図 8 では、第 2 の比率 Y とヘモグロビンの濃度 $H1$ の情報から求められる酸素飽和度が 75% であることを示している。

【0079】

このような内視鏡システム 50 では、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のために、図 7, 8 に示すような第 1、第 2 の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、キャリブレーション用試料 1 を用いる。

40

したがって、プロセッサ 200 のメモリ 512 は、キャリブレーション試料 1 を、ヘモグロビンの酸素飽和度の算出のための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第 1 の対応関係及び第 2 の対応関係を記憶している。

第 1 の対応関係は、本実施形態では、ヘモグロビンの濃度と比率 $Wide / WL (R)$ または $Wide / \{WL (R) + WL (G)\}$ の値との間の対応関係である。第 2 の対応関係は、本実施形態では、ヘモグロビンの酸素飽和度と比率 $Narrow / Wide$ の値

50

との間の対応関係である。

第1の対応関係は、キャリブレーション用試料1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、キャリブレーション用試料1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、キャリブレーション用試料1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比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値と、キャリブレーション用試料1で定まる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。

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。

【0080】

このような内視鏡システム50では、以下のようなキャリブレーションを行うことができる。

(1)キャリブレーション用試料1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、キャリブレーション用試料1の透過光40を撮像素子141で受光した画像データを用いて上述した第1の対応関係及び第2の対応関係を生成する。

第1の対応関係は、キャリブレーション用試料1の透過光40を撮像素子141で受光した画像データから得られる比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}のキャリブレーション測定値と、第1透明容器室10及び第2透明容器室20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比率Wide/WL(R)またはWide/{WL(R)+WL(G)}の値との間の対応関係である。第2の対応関係は、キャリブレーション用試料1の透過光40を撮像素子141で受光した画像データから得られる比率Narrow/Wideの比率のキャリブレーション測定値と、シミュレーション用試料1において位置によって定まる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の値との間の対応関係である。

(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。

【0081】

このとき、図1(a)に示すように、キャリブレーション用試料1における透過光40の光路は、第1透明容器室10及び第2透明容器室20の光路に対して直交する平面内の深さ方向D(第1の方向)に沿って、第1光路長さl1と第2の光路長さl2の比が連続して変化するように、第1のヘモグロビンと第2のヘモグロビンの境界を分ける容器の壁は、上木平面に対して傾斜した傾斜面となっていることが好ましい。キャリブレーションを行うとき、キャリブレーション用試料1を用いて電子内視鏡100による撮像で得られる画像データのうち、比率Narrow/Wideのキャリブレーション測定値の算出に用いる画像データとして、キャリブレーション用試料1の画像上の深さ方向D(第1の方向)に対応したX方向(図2(a)参照)に沿ったデータを用いて、ヘモグロビンの複数の酸素飽和度に対応する比率Narrow/Wideの比率のキャリブレーション測定値を取得する、ことが好ましい。

これにより、短時間に第2の対応関係を生成することができる。

【0082】

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。

【0083】

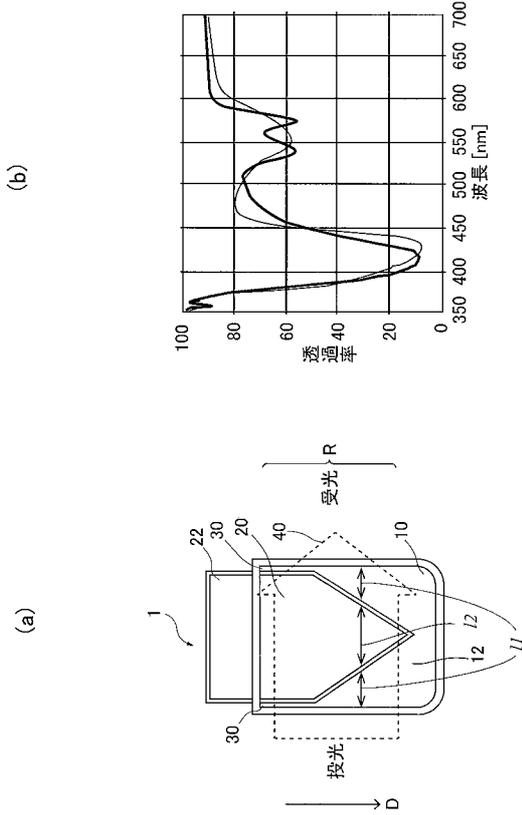
以上、本実施形態について説明したが、本発明は、上記の実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

【符号の説明】

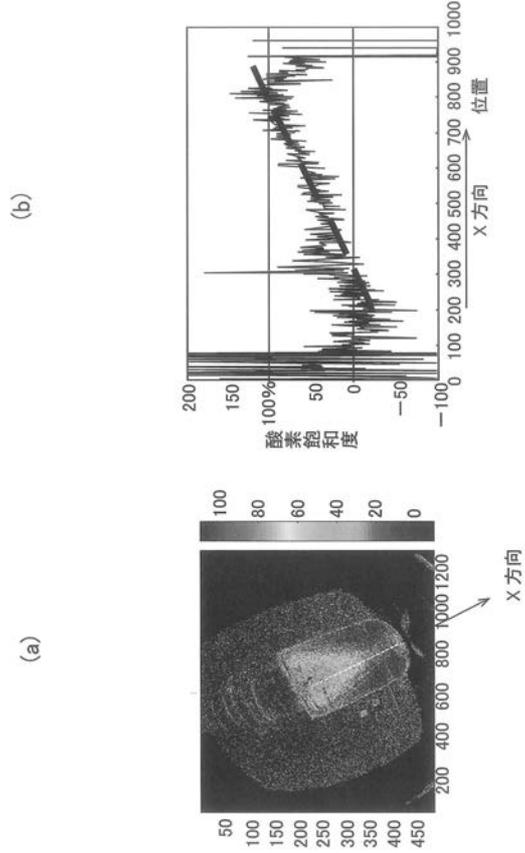
【0084】

1	キャリブレーション用試料	
10	第1透明容器室	
12	第1のヘモグロビン	
20	第2透明容器室	
22	第2のヘモグロビン	
30	配置機構	
40	透過光	
50	内視鏡システム	
100	電子内視鏡	
110	挿入管	10
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	20
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	
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	30
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	40

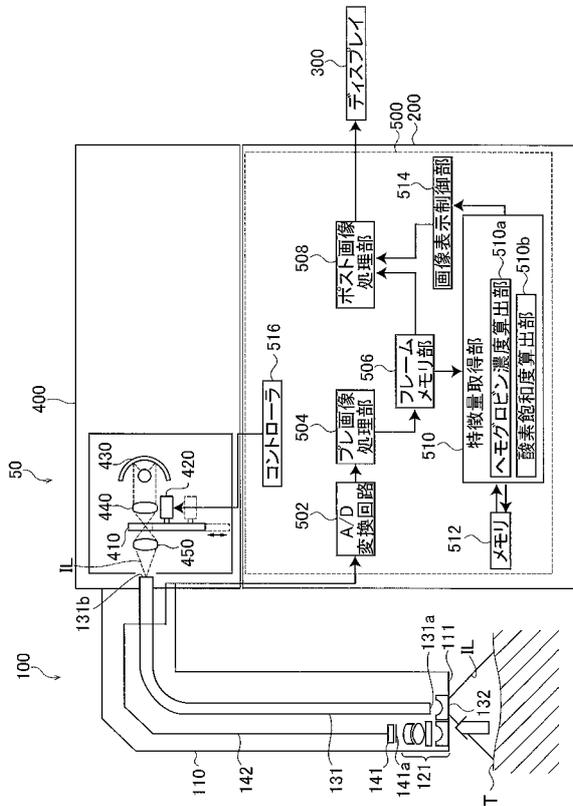
【 図 1 】



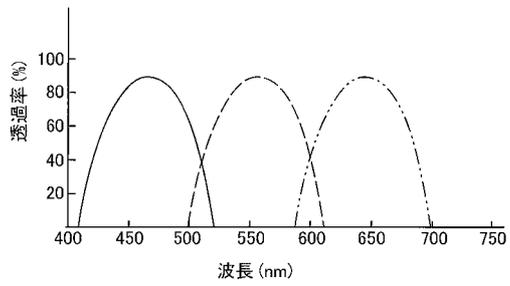
【 図 2 】



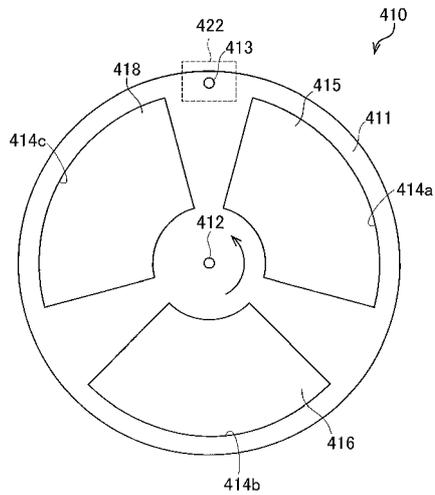
【 図 3 】



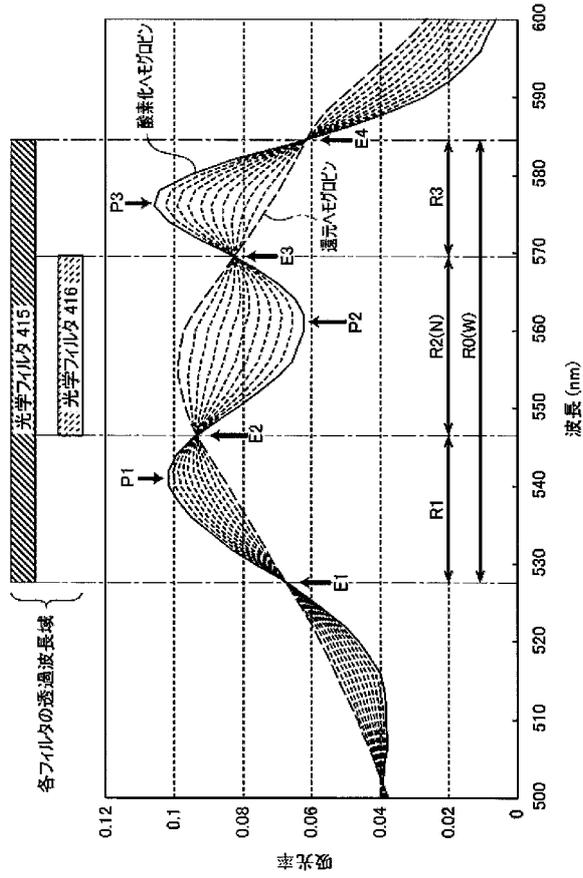
【 図 4 】



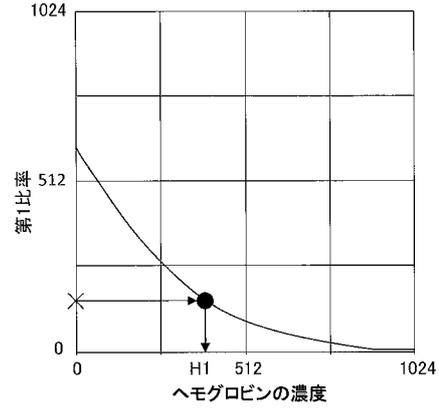
【 図 5 】



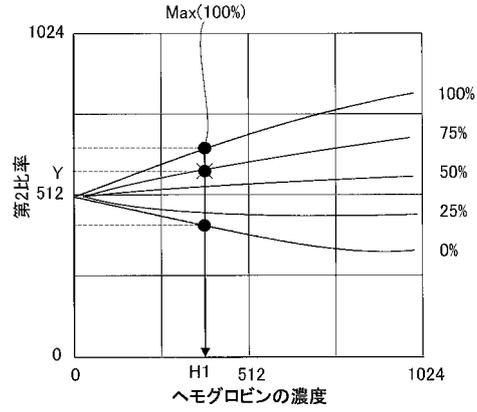
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	用于校准的样本，内窥镜系统和制造用于校准的样本的方法		
公开(公告)号	JP2018108314A	公开(公告)日	2018-07-12
申请号	JP2017000941	申请日	2017-01-06
[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		
[标]发明人	千葉亨		
发明人	千葉 亨		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.B A61B5/14.322 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KM03 4C038/KX01 4C038/KY00 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/GG11 4C161/HH54 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW15 4C161/WW18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够测量氧饱和度大于0%且小于100%的不稳定血红蛋白的光吸收特性的校准样品等用于校准。一种用于校准样品，首先在所述第一氧饱和度的第一透明容器腔血红蛋白填充有预定浓度，预定的第二血红蛋白的第二氧饱和度第二透明容器室，填充有第一透明容器室和第二透明容器室，其中第一透明容器室和第二透明容器室中的任一个光入射在第一血红蛋白和第二血红蛋白之一上，并且光通过第一血红蛋白和第二血红蛋白发射。同时保持第一光路长度之和在所述第一光程长度的第一血红蛋白常数比和不同的第二光路长度的第二血红蛋白的第二光路长度第一透明容器腔室和第二透明容器腔室布置成具有光路。

