

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/192781

発行日 平成29年2月23日(2017.2.23)

(43) 国際公開日 平成26年12月4日(2014.12.4)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

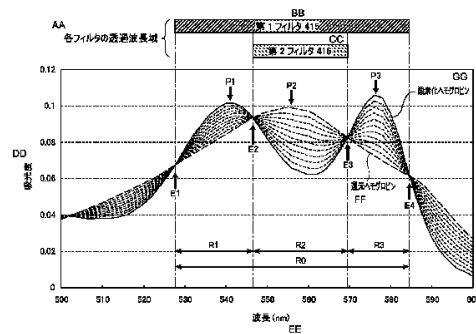
出願番号	特願2015-519886 (P2015-519886)	(71) 出願人	000113263
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/064055		H O Y A 株式会社
(22) 国際出願日	平成26年5月28日 (2014.5.28)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(31) 優先権主張番号	特願2013-114703 (P2013-114703)	(74) 代理人	100078880
(32) 優先日	平成25年5月30日 (2013.5.30)		弁理士 松岡 修平
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100169856
			弁理士 尾山 栄啓
		(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	千葉 亨
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		Fターム(参考)	4C161 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01
			HH54 LL02 NN01 QQ02 RR04
			RR14

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織中の生体物質の濃度分布を示す画像を生成する方法及び装置

(57) 【要約】

所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第1、第2、第3及び第4の等吸収点を有する生体組織に含まれる第1及び第2の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する方法であって、第1の等吸収点と第2の等吸収点とで区画された第1の波長域、第2の等吸収点と第3の等吸収点とで区画された第2の波長域及び第3の等吸収点と第4の等吸収点とで区画された第3の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第1の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて生体組織を撮像して第1の撮像データ G_1 を取得するステップと、第2の波長域の光を選択的に取り出す第2の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて生体組織を撮像して第2の撮像データ G_2 を取得するステップと、第1の撮像データ G_1 及び第2の撮像データ G_2 に基づいて分布画像を生成するステップと、を含むものである。



AA Transmission wavelength of each filter
BB First filter 415
CC Second filter 416
DD Absorbance
EE Wavelength (nm)
FF Reduced hemoglobin
GG Oxidized hemoglobin

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第 1、第 2、第 3 及び第 4 の等吸収点を有する生体組織に含まれる第 1 及び第 2 の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する方法であって、

前記第 1 の等吸収点と前記第 2 の等吸収点とで区画された第 1 の波長域、前記第 2 の等吸収点と前記第 3 の等吸収点とで区画された第 2 の波長域及び前記第 3 の等吸収点と前記第 4 の等吸収点とで区画された第 3 の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第 1 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて前記生体組織を撮像して第 1 の撮像データ G_1 を取得するステップと、

前記第 2 の波長域の光を選択的に取り出す第 2 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて前記生体組織を撮像して第 2 の撮像データ G_2 を取得するステップと、

前記第 1 の撮像データ G_1 及び前記第 2 の撮像データ G_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

前記第 1 の撮像データ G_1 及び第 2 の撮像データ G_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップは、

前記第 1 の撮像データ G_1 に基づいて前記第 1 の光学フィルタの透過波長域における前記生体組織の吸収 A_1 を取得するステップと、

前記第 2 の撮像データ G_2 に基づいて前記第 2 の光学フィルタの透過波長域における前記生体組織の吸収 A_2 を取得するステップと、

前記吸収 A_1 及び A_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップと、を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記吸収 A_1 を取得するステップは、数式 1 又は数式 2 により前記吸収 A_1 を計算するステップを含み、

【数 1】

$$A_1 = -\log G_1$$

【数 2】

$$A_1 = -G_1$$

前記吸収 A_2 を取得するステップは、数式 3 又は数式 4 により前記吸収 A_2 を計算するステップを含む、

【数 3】

$$A_2 = -\log G_2$$

【数 4】

$$A_2 = -G_2$$

ことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記吸収 A_1 及び A_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップは、数式 5 により指標 X を計算するステップと、

【数 5】

$$X = A_1 - 2kA_2$$

(但し、 k は定数。)

前記指標 X に基づいて前記分布画像を生成するステップと、を含むことを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 5】

前記定数 k が 1 であることを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記所定の波長域と比べて前記生体組織の吸収が十分に低い第 4 の波長域の光を選択的に取り出す第 3 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて前記生体組織を撮像して第 3 の撮像データ R_3 を取得するステップを更に含み、

前記吸収 A_1 を取得するステップは、

前記第 1 の撮像データ G_1 を前記第 3 の撮像データ R_3 で除算して第 1 の規格化反射率 SR_1 を計算するステップと、

数式 6 又は数式 7 により前記吸収 A_1 を計算するステップと、を含み、

10

【数 6】

$$A_1 = -\log SR_1$$

【数 7】

$$A_1 = -SR_1$$

前記吸収 A_2 を取得するステップは、

前記第 2 の撮像データ G_2 を前記第 3 の撮像データ R_3 で除算して第 2 の規格化反射率 SR_2 を計算するステップと、

数式 8 又は数式 9 により前記吸収 A_2 を計算するステップと、を含む、

20

【数 8】

$$A_2 = -\log SR_2$$

【数 9】

$$A_2 = -SR_2$$

ことを特徴とする請求項 3 から請求項 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて無彩色の色基準板を撮像して第 1 のベースライン画像データ BL_1 を取得するステップと、

30

前記第 2 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて前記色基準板を撮像して第 2 のベースライン画像データ BL_2 を取得するステップと、
を更に含み、

前記第 1 の規格化反射率 SR_1 を計算するステップは、

前記第 1 の撮像データ G_1 を前記第 1 のベースライン画像データ BL_1 で除算するステップを含み、

前記第 2 の規格化反射率 SR_2 を計算するステップは、

前記第 2 の撮像データ G_2 を前記第 2 のベースライン画像データ BL_2 で除算するステップを含む、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

40

【請求項 8】

前記第 4 の波長域は 650nm 帯であり、

前記第 3 の撮像データ R_3 は、RGB カラーフィルタを備えた撮像素子の R フィルタが装着された受光素子によって撮像された撮像データである、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記モル濃度比が既知の生体組織を撮像して得た前記第 1 の撮像データ G_1 及び前記第 2 の撮像データ G_2 に基づいて取得した前記指標 X の値がその理論値に最も近づくように前記定数 k の値を決定することを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 10】

50

前記モル濃度比の既知の値が異なる複数の生体組織のそれぞれについて前記指標 X の実測値を取得し、前記モル濃度比の既知の値と前記指標 X の実測値との関係を示す検量線が、前記モル濃度比の値と前記指標 X の理論値との関係を示す基準線に最も近づくように前記定数 k の値を決定することを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 の撮像データ G_1 を取得する際の露出と前記第 2 の撮像データ G_2 を取得する際の露出が同程度となるように、前記第 1 の撮像データ G_1 を取得するステップにおいて前記第 1 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を減光することを特徴とする請求項 9 又は請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記 2 種類の生体物質は酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンであり、
前記第 1 及び前記第 2 の生体物質の前記生体組織中のモル濃度比は酸素飽和度である、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

前記所定の波長域はヘモグロビンの Q 帯であり、
前記第 1 の撮像データ G_1 及び前記第 2 の撮像データ G_2 は、RGB カラーフィルタを備えた撮像素子の G フィルタが装着された受光素子によって撮像された撮像データである、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第 1、第 2、第 3 及び第 4 の等吸収点を有する生体組織に含まれる第 1 及び第 2 の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する装置であって、

白色光を発生する光源と、

前記白色光から前記第 1 の等吸収点と前記第 2 の等吸収点とで区画された第 1 の波長域、前記第 2 の等吸収点と前記第 3 の等吸収点とで区画された第 2 の波長域及び前記第 3 の等吸収点と前記第 4 の等吸収点とで区画された第 3 の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第 1 の光学フィルタと、

前記白色光から前記第 2 の波長域の光を選択的に取り出す第 2 の光学フィルタと、

前記第 1 及び前記第 2 の光学フィルタを切り替えるフィルタ切換え手段と、

前記光源が発生した光を用いて前記生体組織を撮像する撮像装置と、

前記撮像装置が生成した撮像データに基づいて、前記分布画像を生成する画像処理部と

、
を備えた装置。

【請求項 15】

前記撮像装置が先端部に設けられた内視鏡を備えた内視鏡装置である、
ことを特徴とする請求項 14 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織中の生体物質の濃度分布を示す画像を生成する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、分光画像撮影機能を備えた内視鏡装置（分光内視鏡装置）が提案されている。このような分光内視鏡装置によれば、消化器の粘膜等の生体組織の分光特性に関する情報（例えば反射スペクトル）を得ることができる。この生体組織の反射スペクトルは、測定対象となる生体組織の表層近傍に含まれる物質の種類や濃度の情報を反映していることが知られている。具体的には、生体組織の反射スペクトルより算出される吸収は、その生体組織を構成する複数の物質の吸収を線形的に重畳したものとなることが知られている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

病変部の生体組織は、健常部の生体組織とは、その組成、成分量において異なることが知られている。特に、癌などに代表される病変部の異常は、血液の状態、とりわけ全血液量や酸素飽和度の状態と深く関わる多くの先行研究で報告されている。ここで、注目する2つの生体組織を、それらが有する可視域の分光学的特徴量を利用して、定性、定量することは、分光分析化学の分野では良く利用されている手法である。よって病変部を含む生体組織の血液の分光特性と、健常部のみの生体組織のそれとを比較して、生体組織内に何らかの病変部の存在を推定することができる。

【 0 0 0 4 】

分光画像は、異なる波長の光で撮像された一連の画像情報から構成されるが、分光画像の波長分解能が高い（画像情報を取得する波長の数が多い）ほど、より詳細な生体組織の分光情報を得ることができる。特許文献1には、400～800nmの波長域において5nmの波長間隔で分光画像を取得する分光内視鏡装置の構成例が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献1 】 特開2012-245223号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献1に記載されているような波長分解能の高い分光画像を得るには、波長を変えながら多数の画像を撮像する必要がある。さらに、画像の解析に必要な計算量も多く、長い計算時間を要する。すなわち、有効な診断支援情報を得るためには、比較的煩雑な撮影操作と計算を繰り返すことが必要となり、長い時間を要するという問題がある。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、酸素飽和度分布等の生体物質の分布を表わす画像情報を短時間で取得可能な方法及び装置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 】

【 0 0 0 8 】

本発明の一実施形態によれば、所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第1、第2、第3及び第4の等吸収点を有する生体組織に含まれる第1及び第2の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する方法であって、第1の等吸収点と第2の等吸収点とで区画された第1の波長域、第2の等吸収点と第3の等吸収点とで区画された第2の波長域及び第3の等吸収点と第4の等吸収点とで区画された第3の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第1の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて生体組織を撮像して第1の撮像データ G_1 を取得するステップと、第2の波長域の光を選択的に取り出す第2の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて生体組織を撮像して第2の撮像データ G_2 を取得するステップと、第1の撮像データ G_1 及び第2の撮像データ G_2 に基づいて分布画像を生成するステップと、を含むものが提供される。

【 0 0 0 9 】

また、上記の方法において、第1の撮像データ G_1 及び第2の撮像データ G_2 に基づいて分布画像を生成するステップは、第1の撮像データ G_1 に基づいて第1の光学フィルタの透過波長域における生体組織の吸収 A_1 を取得するステップと、第2の撮像データ G_2 に基づいて第2の光学フィルタの透過波長域における生体組織の吸収 A_2 を取得するステップと、吸収 A_1 及び A_2 に基づいて分布画像を生成するステップと、を更に含む構成としてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、上記の方法において、吸収 A_1 を取得するステップは、数式1又は数式2により吸収 A_1 を計算するステップを含み、

10

20

30

40

50

【数 1】

$$A_1 = -\log G_1$$

【数 2】

$$A_1 = -G_1$$

吸収 A_2 を取得するステップは、数式 3 又は数式 4 により吸収 A_2 を計算するステップを含む構成としてもよい。

【数 3】

$$A_2 = -\log G_2$$

10

【数 4】

$$A_2 = -G_2$$

【0011】

また、上記の方法において、吸収 A_1 及び A_2 に基づいて分布画像を生成するステップは、数式 5 により指標 X を計算するステップと、

【数 5】

$$X = A_1 - 2kA_2$$

20

(但し、 k は定数。)

指標 X に基づいて分布画像を生成するステップと、を含む構成としてもよい。

【0012】

また、上記の方法において、定数 k が 1 である構成としてもよい。

【0013】

また、上記の方法において、所定の波長域と比べて生体組織の吸収が十分に低い第 4 の波長域の光を選択的に取り出す第 3 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて生体組織を撮像して第 3 の撮像データ R_3 を取得するステップを更に含み、吸収 A_1 を取得するステップは、第 1 の撮像データ G_1 を第 3 の撮像データ R_3 で除算して第 1 の規格化反射率 SR_1 を計算するステップと、数式 6 又は数式 7 により吸収 A_1 を計算するステップと、を含み、

30

【数 6】

$$A_1 = -\log SR_1$$

【数 7】

$$A_1 = -SR_1$$

吸収 A_2 を取得するステップは、第 2 の撮像データ G_2 を第 3 の撮像データ R_3 で除算して第 2 の規格化反射率 SR_2 を計算するステップと、数式 8 又は数式 9 により吸収 A_2 を計算するステップと、を含む構成としてもよい。

40

【数 8】

$$A_2 = -\log SR_2$$

【数 9】

$$A_2 = -SR_2$$

【0014】

また、上記の方法において、第 1 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて無彩色の色基準板を撮像して第 1 のベースライン画像データ BL_1 を取得するステップと、第 2 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて色基準板を撮像して第 2

50

のベースライン画像データ BL_2 を取得するステップと、を更に含み、第 1 の規格化反射率 SR_1 を計算するステップは、第 1 の撮像データ G_1 を第 1 のベースライン画像データ BL_1 で除算するステップを含み、第 2 の規格化反射率 SR_2 を計算するステップは、第 2 の撮像データ G_2 を第 2 のベースライン画像データ BL_2 で除算するステップを含む構成としてもよい。

【0015】

また、上記の方法において、第 4 の波長域は 650nm 帯であり、第 3 の撮像データ R_3 は、RGB カラーフィルタを備えた撮像素子の R フィルタが装着された受光素子によって撮像された撮像データである構成としてもよい。

【0016】

また、上記の方法において、モル濃度比が既知の生体組織を撮像して得た第 1 の撮像データ G_1 及び第 2 の撮像データ G_2 に基づいて取得した指標 X の値がその理論値に最も近づくように定数 k の値を決定する構成としてもよい。

【0017】

また、上記の方法において、モル濃度比の既知の値が異なる複数の生体組織のそれぞれについて指標 X の実測値を取得し、モル濃度比の既知の値と指標 X の実測値との関係を示す検量線が、モル濃度比の値と指標 X の理論値との関係を示す基準線に最も近づくように定数 k の値を決定する構成としてもよい。

【0018】

また、上記の方法において、第 1 の撮像データ G_1 を取得する際の露出と第 2 の撮像データ G_2 を取得する際の露出が同程度となるように、第 1 の撮像データ G_1 を取得するステップにおいて第 1 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を減光する構成としてもよい。

【0019】

また、上記の方法において、2 種類の生体物質は酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンであり、第 1 及び第 2 の生体物質の生体組織中のモル濃度比は酸素飽和度である構成としてもよい。

【0020】

また、上記の方法において、所定の波長域はヘモグロビンの Q 帯であり、第 1 の撮像データ G_1 及び第 2 の撮像データ G_2 は、RGB カラーフィルタを備えた撮像素子の G フィルタが装着された受光素子によって撮像された撮像データである構成としてもよい。

【0021】

また、本発明の一実施形態によれば、所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第 1、第 2、第 3 及び第 4 の等吸収点を有する生体組織に含まれる第 1 及び第 2 の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する装置であって、白色光を発生する光源と、白色光から第 1 の等吸収点と第 2 の等吸収点とで区画された第 1 の波長域、第 2 の等吸収点と第 3 の等吸収点とで区画された第 2 の波長域及び第 3 の等吸収点と第 4 の等吸収点とで区画された第 3 の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第 1 の光学フィルタと、白色光から第 2 の波長域の光を選択的に取り出す第 2 の光学フィルタと、第 1 及び第 2 の光学フィルタを切り替えるフィルタ切換え手段と、光源が発生した光を用いて生体組織を撮像する撮像装置と、撮像装置が生成した撮像データに基づいて分布画像を生成する画像処理部と、を備えた装置が提供される。

【0022】

また、上記の装置において、撮像装置が先端部に設けられた内視鏡を備えた内視鏡装置である構成としてもよい。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、酸素飽和度分布等の生体物質の分布を表わす画像情報を短時間で取得することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

【図 1】図 1 は、ヘモグロビンの Q 帯の吸収スペクトルである。

【図 2】図 2 は、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】図 3 は、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】図 4 は、回転フィルタの外観図である。

【図 5】図 5 は、本発明の実施形態に係る画像生成処理を説明するフローチャートである。

【図 6】図 6 は、補正係数 k の決定に使用される検量線の例である。

【図 7】図 7 は、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内視鏡画像の例である。(a) は通常観察画像であり、(b) は酸素飽和度分布画像である。

10

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 5 】

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）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）が酸素飽和度に応じて連続的に変化する性質が利用される。

【 0 0 2 6 】

（ヘモグロビンの分光特性及び酸素飽和度の計算原理）

20

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の計算原理について説明する。

【 0 0 2 7 】

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 Q 帯と呼ばれ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（全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンが占める割合）に応じて変化する。図 1 における実線の波形は、酸素飽和度が 100 % の場合の（すなわち、酸素化ヘモグロビン HbO₂ 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 % の場合の（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（酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの混合物）の吸収スペクトルである。

30

【 0 0 2 8 】

図 1 に示されるように、Q 帯において、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビン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は、波長 542 nm 付近の吸収ピーク P₁ と、波長 576 nm 付近の吸収ピーク P₃ を有している。一方、還元ヘモグロビンは、556 nm 付近に吸収ピーク P₂ を有している。図 1 は、各成分（酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン）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）によらず吸収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 とで挟まれた波長領域を波長域 R₁、等吸収点 E₂ と E₃ とで挟まれた波長領域を波長域 R₂、等吸収点 E₃ と E₄ とで挟まれた波長領域を波長域 R₃ と呼ぶ。また、等吸収点 E₁ と E₄ とで挟まれた波長領域（すなわち波長域 R₁、R₂ 及び R₃ を合わせたもの）を波長域 R₀ と呼ぶ。

40

【 0 0 2 9 】

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、酸素飽和度に対してほぼ線形的に変化する。

【 0 0 3 0 】

具体的には、波長域 R₁、R₃ におけるヘモグロビンの吸収 A_{R1} 、 A_{R3} は酸素化ヘモグロビンの濃度（酸素飽和度）に対して線形的に単調増加し、波長域 R₂ におけるヘモ

50

グロビンの吸収 A_{R2} は還元ヘモグロビンの濃度（１－酸素飽和度）に対して線形的に単調増加する。従って、次の数式１０により定義される指標 X は、酸素化ヘモグロビンの濃度（酸素飽和度）に対して線形的に単調増加する。

【数１０】

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

【００３１】

従って、予め実験的に酸素飽和度と指標 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を計算することができる。

【００３２】

（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管１１０を有している。電子内視鏡１００の内部には、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、挿入管１１０の先端部（挿入管先端部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は、キセノンランプ等の光量の大きい白色光 WL を生成する光源ランプ４３０等を備えた光源部４００を内蔵しており、この光源部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１３１ｂに入射するようになっている。ライトガイド１３１の基端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から放射される。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が設けられており、ライトガイド１３１の先端部１３１ａから放射される照明光 IL は、配光レンズ１３２を透過して、挿入管先端部１１１の近傍の生体組織 T を照明する。

【００３４】

また、挿入管先端部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 の表面で反射又は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、赤色の光を透過させる R フィルタと、緑色の光を透過させる G フィルタと、青色の光を透過させる 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。 R 、 G 、 B の各フィルタは、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 フィルタは、波長約 570 nm より長波長の光を透過させるフィルタであり、 G フィルタは、波長約 $470\text{ nm} \sim 620\text{ nm}$ の光を透過させるフィルタであり、 B フィルタは、波長約 530 nm より短波長の光を透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５

10

20

30

40

50

30、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からケーブル142を介して入力される撮像信号をA/D変換して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。なお、デジタル画像データ(撮像信号)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(R撮像信号)、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(G撮像信号)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(B撮像信号)が含まれている。

【0037】

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枚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、これによって健常部と病変部とを識別した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、これをビデオメモリ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。この結果、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。

10

20

【0038】

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。

【0039】

光源部400は、上述の光源430の他に、コリメータレンズ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から出射される白色光WLは、コリメータレンズ440によって平行光となり、回転フィルタ410を通過した後、集光レンズ450によってライトガイド131の基端131bに入射する。

30

【0040】

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透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を透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。

【0041】

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。

40

【0042】

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

50

は、フィルタ制御部 420 が備えるサーボモータ（不図示）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。

【0043】

図 4 には、白色光 WL 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 WL 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 を透過する照明光 IL のスペクトルが切り替えられる。

【0044】

光学フィルタ 415 及び 416 は、550 nm 帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタである。図 1 に示すように、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）の光を低損失で透過させ、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）の光を低損失で透過させ、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。

【0045】

光学フィルタ 415 及び 416 の透過波長域（図 1）は、カラーフィルタ 141a の G フィルタの透過波長域（図 3）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（G 撮像信号）として得られる。

【0046】

光学フィルタ 417 は、生体組織 T 内のヘモグロビンの吸収が低い波長域である 650 nm 帯（630 ~ 650 nm）の光のみを選択的に透過させるように設計されている。光学フィルタ 417 の透過波長域は、カラーフィルタ 141a の R フィルタの透過波長域（図 3）に含まれている。従って、光学フィルタ 417 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（R 撮像信号）として得られる。650 nm 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。

【0047】

また、光学フィルタ 418 は、紫外線カットフィルタであり、光学フィルタ 418 を透過した照明光 IL（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 418 を使用せず、フレーム 411 の窓 414d を開放した構成としてもよい。

【0048】

また、窓 414a には、光学フィルタ 415 に重ねて、減光フィルタ 419 が取り付けられている。減光フィルタ 419 は、可視光全域に亘って波長依存性が無く、照明光 IL のスペクトルを変化させずに光量のみを低減する。減光フィルタ 419 の使用によって、光学フィルタ 415 及び減光フィルタ 419 を透過した照明光 IL の光量が、光学フィルタ 416 を透過した照明光 IL の光量と略同程度に調整される。これにより、光学フィルタ 415、416 のいずれを透過した照明光 IL 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。

【0049】

本実施形態では、減光フィルタ 419 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、ハーフミラー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 415、416 自体の透過率を調整してもよい。また、窓 414c、414d にも減光フィルタを取り付けてもよい。また、窓 414a ~ 414d の中心角（すなわち開口面積）を変えることで透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。

【0050】

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 414d との境界部と同じ位置に形成さ

10

20

30

40

50

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 1 】

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）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。通常観察モードは、光学フィルタ 4 1 8 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 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 7 を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 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 7 を通過した照明光を用いて撮像を行い、後述する規格化処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、酸素飽和度等の特性が既知のサンプルについて分光分析を行い、分析結果と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

【 0 0 5 2 】

通常観察モードにおいては、コントローラ 5 3 0 は、フィルタ制御部 4 2 0 を制御して、白色光 W_L が光学フィルタ 4 1 8 に入射する位置で回転フィルタ 4 1 0 を静止させる。そして、撮像素子 1 4 1 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 3 0 0 に表示させる。

20

【 0 0 5 3 】

分光分析モードにおいては、コントローラ 5 3 0 は、フィルタ制御部 4 2 0 を制御して、回転フィルタ 4 1 0 を一定の回転数で回転駆動させながら、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6、4 1 7 及び 4 1 8 を透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 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 7 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 4 1 8 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 3 0 0 に表示させる。

30

【 0 0 5 4 】

分光分析モードでは、フィルタ制御部 4 2 0 は、フォトインタラプタ 4 2 2 が貫通孔 4 1 3 を検出するタイミングに基づいて、回転フィルタ 4 1 0 の回転の位相を検出し、これをコントローラ 5 3 0 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 4 1 0 の回転の位相を調整する。コントローラ 5 3 0 からのタイミング信号は、撮像素子 1 4 1 の駆動信号と同期している。従って、回転フィルタ 4 1 0 は、撮像素子 1 4 1 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 4 1 0 の回転は、撮像素子 1 4 1 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 W_L が入射する光学フィルタ 4 1 5 ~ 4 1 8（窓 4 1 4 a ~ d）が切り替わるように制御される。

40

【 0 0 5 5 】

ベースライン測定モードにおいては、コントローラ 5 3 0 は、フィルタ制御部 4 2 0 を制御して回転フィルタ 4 1 0 を回転させながら、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 及び 4 1 7 を透過した照明光 I_L による色基準板の撮像を順次行う。光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 を透過した照明光 I_L 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 $B_{L_{415}}(x, y)$ 、 $B_{L_{416}}(x, y)$ として、コントローラ 5 3 0 の内部メモリ 5 3 1 に記憶される。また、光学フィルタ 4 1 7 を透過した照明光 I_L 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 $B_{L_{417}}(x, y)$ としてコントローラ 5 3 0 の内部メモリ 5 3 1 に記憶される。

【 0 0 5 6 】

次に、分光分析モードにおいて、画像処理部 5 0 0 によって実行される画像生成処理に

50

について説明する。図 5 は、画像生成処理を説明するフローチャートである。

【 0 0 5 7 】

ユーザ操作によって、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 4 2 0 は回転フィルタ 4 1 0 を一定の回転数で回転駆動する。そして、光源部 4 0 0 からは、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6、4 1 7、4 1 8 を透過した照明光 I L が順次供給され、各照明光 I L を用いた撮像が順次行われる (S 1)。具体的には、光学フィルタ 4 1 5 を透過した照明光 I L を用いて撮像した G デジタル画像データ $G_{415}(x, y)$ 、光学フィルタ 4 1 6 を透過した照明光 I L 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 4 1 7 を透過した照明光 I L を用いて撮像した R デジタル画像データ $R_{417}(x, y)$ 並びに光学フィルタ (紫外線カットフィルタ) 4 1 8 を透過した照明光 I L (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 5 3 0 の内部メモリ 5 3 2 に記憶される。

10

【 0 0 5 8 】

次に、画像処理部 5 0 0 は、処理 S 1 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 S 3 - S 7) の対象とする画素を選別する画素選別処理 S 2 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 5 0 0 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、ヘモグロビンの分光学的特徴が記録された画素) 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。

20

【 0 0 5 9 】

画素選別処理 S 2 では、以下の数式 1 1、数式 1 2 及び数式 1 3 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 1 1 】

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

30

【 数 1 2 】

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

【 数 1 3 】

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

ここで、 a_1 、 a_2 、 a_3 は正の定数である。

【 0 0 6 0 】

上記の 3 つの条件式は、血液の透過スペクトルにおける、G 成分 < B 成分 < R 成分の値の大小関係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て数式 1 2 及び数式 1 3 を使用して) 画素選別処理 S 2 を行っても良い。

40

【 0 0 6 1 】

次に、画像処理部 5 0 0 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 S 3 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 I L 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 S 4 とが含まれる。

【 0 0 6 2 】

規格化処理においては、画像処理部 5 0 0 は、光学フィルタ 4 1 5 を透過した照明光 I

50

L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を透過した照明光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14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規格化处理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規格化处理S4）。

10

【数14】

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

【0063】

同様に、次の数式15により、規格化反射率 $SR_{416}(x, y)$ が計算される。

【数15】

20

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

【0064】

光学フィルタ415、416を透過した照明光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16、17により計算される（S5）。

30

【数16】

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

【数17】

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

【0065】

なお、吸収 $A_{415}(x, y)$ 及び $A_{416}(x, y)$ は、それぞれ次の数式18、19により近似的に計算することもできる。

【数18】

40

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

【数19】

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

【0066】

また、上述した規格化处理（S3、S4）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20、21により計算される。

【数 2 0】

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

【数 2 1】

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

【0 0 6 7】

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 2 2、2 3 により近似的に計算することもできる。

【数 2 2】

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

【数 2 3】

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

【0 0 6 8】

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 の透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 を透過した照明光 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 2 4、2 5 に示す関係がある。

【数 2 4】

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

【数 2 5】

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

【0 0 6 9】

従って、指標 X (数式 1 0) は、次の数式 2 6 によって表わされる。

【数 2 6】

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

【0 0 7 0】

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、透過波長域の幅が大きく異なるため、両者を透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、透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 の透過波長域内の透過率は 100% ではなく、個体によって異なる透過損失を有している。また、光学フィルタ 4 1 5、4 1 6 の透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、吸収 $A_{415}(x, y)$ と吸収 $A_{416}(x, y)$ との定量関係の誤差を補正するものである。補正係数 k を取得する方法については後述する。なお、この補正を行わない場合は、補

10

20

30

40

50

正係数 k を 1 とする。

【 0 0 7 1 】

更に、数式 1 6、1 7 を用いて数式 2 6 を整理すると、次の数式 2 7 が得られる。

【 数 2 7 】

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

【 0 0 7 2 】

従って、数式 2 7 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 (S 6)。

【 0 0 7 3 】

また、指標 X は、次の数式 2 8 によっても近似的に求めることができる。

【 数 2 8 】

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

【 0 0 7 4 】

コントローラ 5 3 0 が備える不揮発性メモリ 5 3 2 には、予め実験的に取得されたヘモグロビンの酸素飽和度と指標 X の値との定量的関係を示す数値表が記憶されている。コントローラ 5 3 0 は、この数値表を参照して、数式 2 7 又は数式 2 8 から算出した指標 X の値に対応する酸素飽和度 $SatO_2(x, y)$ を取得する。そして、コントローラ 5 3 0 は、取得した酸素飽和度 $SatO_2(x, y)$ に所定の定数を乗じた値を各画素 (x, y) の画素値とする画像データ (酸素飽和度分布画像データ) を生成する (S 7)。

【 0 0 7 5 】

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 を透過した照明光 IL (白色光) を用いて取得した 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 $B_{418}(x, y)$ から、通常観察画像データを生成する。図 7 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 7 (a) が通常観察画像データの表示例であり、図 7 (b) が酸素飽和度分布画像データの表示例である。

【 0 0 7 6 】

更に、コントローラ 5 3 0 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 5 4 0 に記憶させる。なお、コントローラ 5 3 0 は、ユーザ操作

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 7 7 】

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。

【 0 0 7 8 】

図 6 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 6 (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 $M a$ 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 $R e f$ を示す。

10

【 0 0 7 9 】

指標 X の実測値は、酸素飽和度が既知の生体組織（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 2 6 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 4 1 5 及び 4 1 6 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、光学フィルタ 4 1 5 (光学フィルタ 4 1 6) 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 2 6 から計算される。

20

【 0 0 8 0 】

基準線 $R e f$ と実測値 $M a$ とのずれは検量線の勾配の傾斜として表現される。十分な感度を得られない現象、いわゆる勾配が緩やかである現象は、減光フィルタ 4 1 9 の使用によって、数式 2 6 における吸収 $A_{415}(x, y)$ と吸収 $A_{415}(x, y)$ との間の定量的な関係が最適ではない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 4 1 9 による誤差が補正され、指標 X の実測値が理論値に対し、誤差が最少かつ最も高い相関を持つ状態とすることができる。

【 0 0 8 1 】

図 6 (b) は、検量線の変形例である。図 6 (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 $M b$ 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 $R b$ 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 6 (a) の検量線から横軸のスケールを変更したもので、実質的に同等のものであるが、正確な酸素飽和度との関係が分かり易いという利点がある。

30

【 0 0 8 2 】

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 を決定することもできる。

40

【 0 0 8 3 】

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 4 1 5 の透過波長域）に着目すると、酸素飽和度の変化に応じて各波長域 $R 1$ 、 $R 2$ 、 $R 3$ の吸収 $A_{R1}(x, y)$ 、 $A_{R2}(x, y)$ 、 $A_{R3}(x, y)$ は変化するが、これらの和 Y （数式 2 9 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、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 2 9 】

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

50

【 0 0 8 4 】

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 29 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 25 等により計算した酸素飽和度を示す指標 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。

【 0 0 8 5 】

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）、該当する画素を明滅させる（あるいは、周期的に色相を変化させる）処理がある。

【 0 0 8 6 】

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。

【 0 0 8 7 】

以上が本発明の実施形態および該実施形態の具体的実施例の説明であるが、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。

【 0 0 8 8 】

上記の実施形態では、指標 X の値に基づいて数値表から酸素飽和度の値を取得し、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。

【 0 0 8 9 】

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、この構成に限定されるものではなく、例えば、Y、C_y、M_g、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。

【 0 0 9 0 】

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、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。

【 0 0 9 1 】

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、透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することもできる。

【 0 0 9 2 】

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 I_L 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することもできる。

【 0 0 9 3 】

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 4 1 0 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 4 1 0 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 4 1 0 が静止した状態で撮像を行う構成としてもよい。

【 0 0 9 4 】

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。

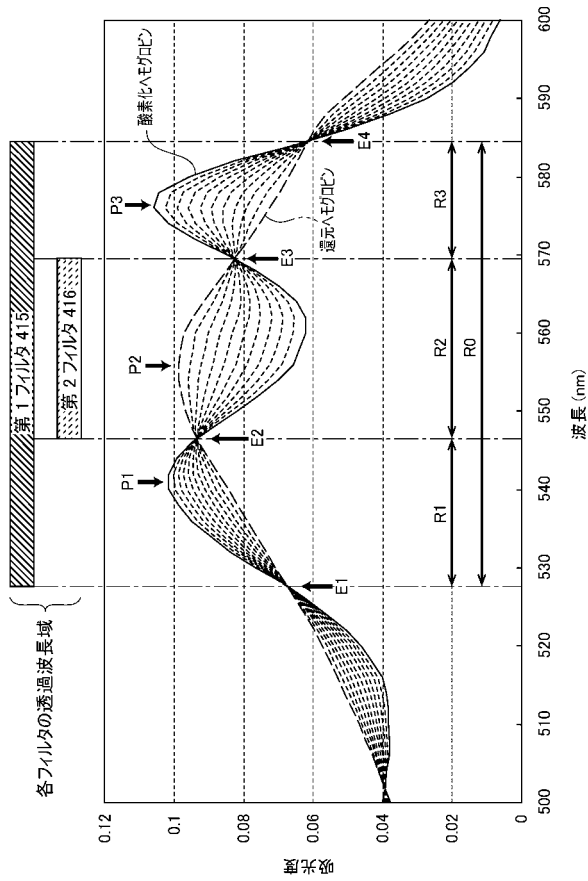
10

【 符号の説明 】

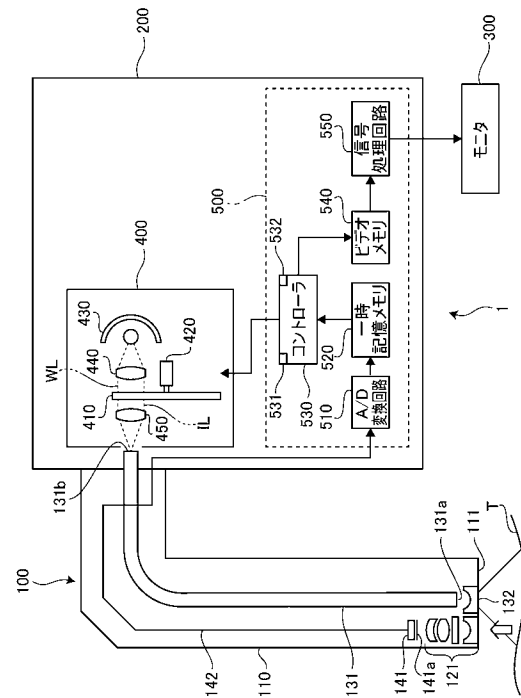
【 0 0 9 5 】

1	分光内視鏡装置	
1 0 0	電子内視鏡	
1 1 0	挿入管	
1 1 1	挿入管先端部	
1 2 1	対物光学系	
1 3 1	ライトガイド	20
1 3 1 a	先端部	
1 3 1 b	基端部	
1 3 2	レンズ	
1 4 1	撮像素子	
1 4 1 a	カラーフィルタ	
1 4 2	ケーブル	
2 0 0	電子内視鏡用プロセッサ	
3 0 0	モニタ	
4 0 0	光源部	
4 1 0	回転フィルタ	30
4 2 0	フィルタ制御部	
4 3 0	光源	
4 4 0	コリメータレンズ	
4 5 0	集光レンズ	
5 0 0	画像処理部	
5 1 0	A / D 変換回路	
5 2 0	一時記憶メモリ	
5 3 0	コントローラ	
5 4 0	ビデオメモリ	
5 5 0	信号処理回路	40

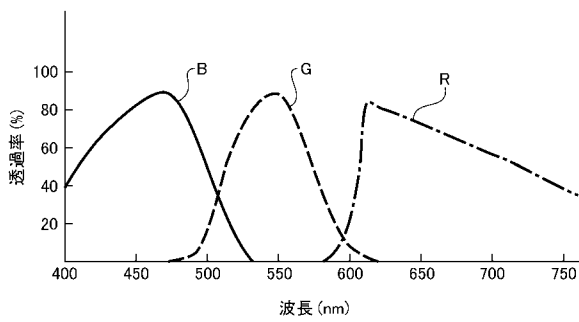
【図 1】



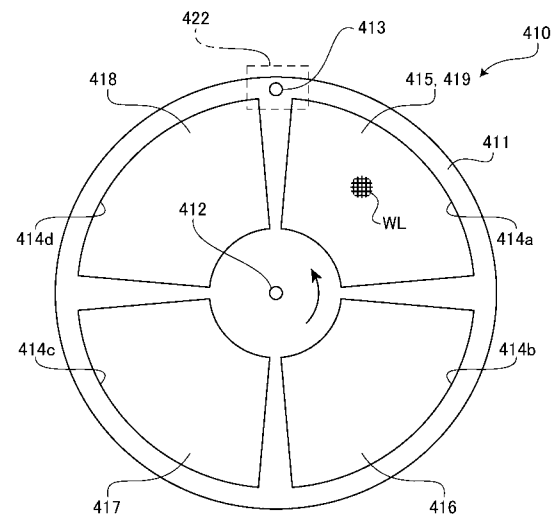
【図 2】



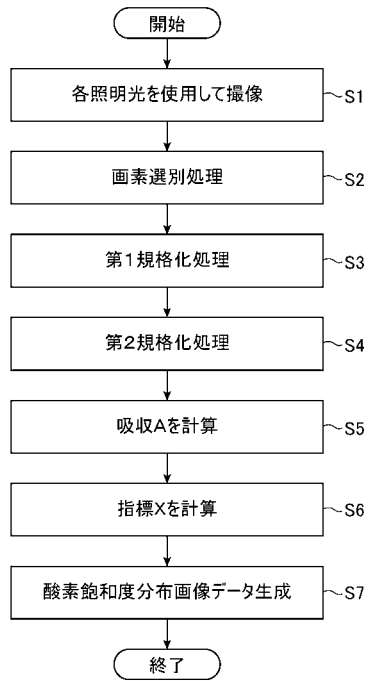
【図 3】



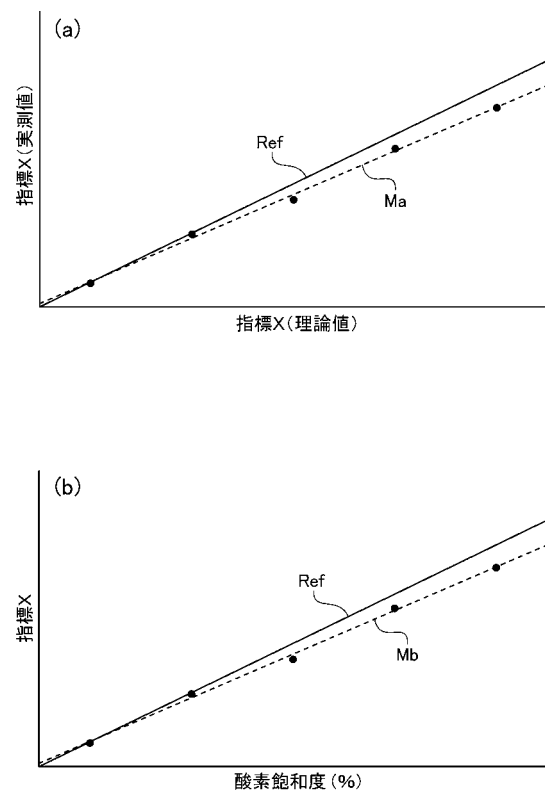
【図 4】



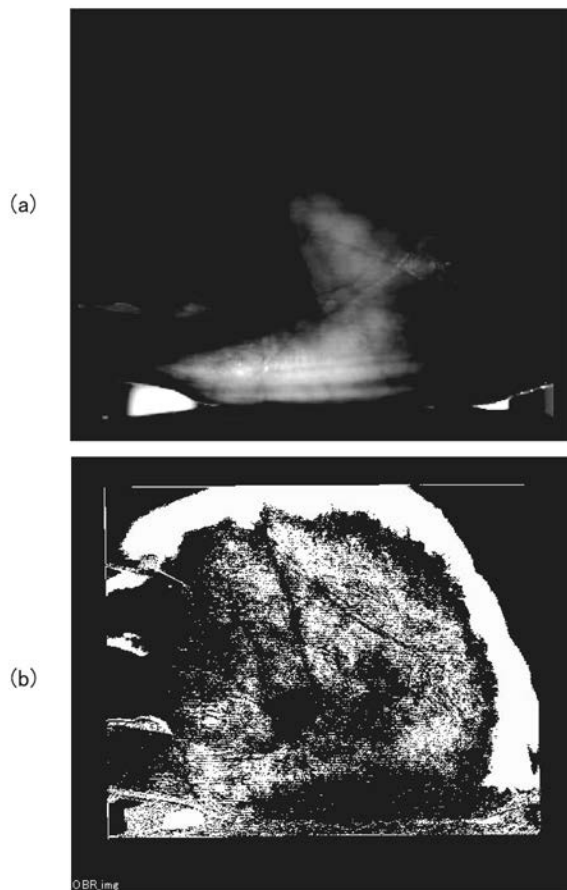
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成27年11月9日(2015.11.9)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第 1、第 2、第 3 及び第 4 の等吸収点を有する生体組織に含まれる第 1 及び第 2 の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する方法であって、

前記第 1 の等吸収点と前記第 2 の等吸収点とで区画された第 1 の波長域、前記第 2 の等吸収点と前記第 3 の等吸収点とで区画された第 2 の波長域及び前記第 3 の等吸収点と前記第 4 の等吸収点とで区画された第 3 の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第 1 の光学フィルタにより白色光から第 1 照明光を取り出すステップと、

前記第 1 照明光の照明下で撮像された前記生体組織の第 1 の撮像データ G_1 を取得するステップと、

前記第 2 の波長域の光を選択的に取り出す第 2 の光学フィルタにより白色光から第 2 照明光を取り出すステップと、

前記第 2 照明光の照明下で撮像された前記生体組織の第 2 の撮像データ G_2 を取得するステップと、

前記第 1 の撮像データ G_1 及び前記第 2 の撮像データ G_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

前記第 1 の撮像データ G_1 及び第 2 の撮像データ G_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップは、

前記第 1 の撮像データ G_1 に基づいて前記第 1 の光学フィルタの透過波長域における前記生体組織の吸収 A_1 を取得するステップと、

前記第 2 の撮像データ G_2 に基づいて前記第 2 の光学フィルタの透過波長域における前記生体組織の吸収 A_2 を取得するステップと、

前記吸収 A_1 及び A_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップと、
を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記吸収 A_1 を取得するステップは、数式 1 又は数式 2 により前記吸収 A_1 を計算するステップを含み、

【数 1】

$$A_1 = -\log G_1$$

【数 2】

$$A_1 = -G_1$$

前記吸収 A_2 を取得するステップは、数式 3 又は数式 4 により前記吸収 A_2 を計算するステップを含む、

【数 3】

$$A_2 = -\log G_2$$

【数 4】

$$A_2 = -G_2$$

ことを特徴とする請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記吸収 A_1 及び A_2 に基づいて前記分布画像を生成するステップは、
数式 5 により指標 X を計算するステップと、

【数 5】

$$X = A_1 - 2kA_2$$

(但し、 k は定数。)

前記指標 X に基づいて前記分布画像を生成するステップと、
を含むことを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記定数 k が 1 であることを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記所定の波長域と比べて前記生体組織の吸収が十分に低い第 4 の波長域の光を選択的に取り出す第 3 の光学フィルタにより白色光から第 3 照明光を取り出すステップと、
前記第 3 照明光の照明下で撮像された前記生体組織の第 3 の撮像データ R_3 を取得するステップと、を更に含み、

前記吸収 A_1 を取得するステップは、

前記第 1 の撮像データ G_1 を前記第 3 の撮像データ R_3 で除算して第 1 の規格化反射率 SR_1 を計算するステップと、

数式 6 又は数式 7 により前記吸収 A_1 を計算するステップと、を含み、

【数 6】

$$A_1 = -\log SR_1$$

【数 7】

$$A_1 = -SR_1$$

前記吸収 A_2 を取得するステップは、

前記第 2 の撮像データ G_2 を前記第 3 の撮像データ R_3 で除算して第 2 の規格化反射率 SR_2 を計算するステップと、

数式 8 又は数式 9 により前記吸収 A_2 を計算するステップと、を含む、

【数 8】

$$A_2 = -\log SR_2$$

【数 9】

$$A_2 = -SR_2$$

ことを特徴とする請求項 3 から請求項 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて無彩色の色基準板を撮像して第 1 のベースライン画像データ BL_1 を取得するステップと、

前記第 2 の光学フィルタにより白色光から取り出した光を用いて前記色基準板を撮像して第 2 のベースライン画像データ BL_2 を取得するステップと、

を更に含み、

前記第 1 の規格化反射率 SR_1 を計算するステップは、

前記第 1 の撮像データ G_1 を前記第 1 のベースライン画像データ BL_1 で除算するステップを含み、

前記第 2 の規格化反射率 SR_2 を計算するステップは、

前記第 2 の撮像データ G_2 を前記第 2 のベースライン画像データ BL_2 で除算するステップを含む、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記第 4 の波長域は 650nm 帯であり、

前記第 3 の撮像データ R_3 は、RGB カラーフィルタを備えた撮像素子の R フィルタが装着された受光素子によって撮像された撮像データである、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記モル濃度比が既知の生体組織が撮像された前記第 1 の撮像データ G_1 及び前記第 2 の撮像データ G_2 に基づいて取得した前記指標 X の値がその理論値に最も近づくように前記定数 k の値を決定することを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 10】

前記モル濃度比の既知の値が異なる複数の生体組織のそれぞれについて前記指標 X の実測値を取得し、前記モル濃度比の既知の値と前記指標 X の実測値との関係を示す検量線が、前記モル濃度比の値と前記指標 X の理論値との関係を示す基準線に最も近づくように前記定数 k の値を決定することを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 の撮像データ G_1 が撮像される際の露出と前記第 2 の撮像データ G_2 が撮像される際の露出が同程度となるように、前記第 1 照明光を減光するステップを含む、ことを特徴とする請求項 9 又は請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記 2 種類の生体物質は酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンであり、

前記第 1 及び前記第 2 の生体物質の前記生体組織中のモル濃度比は酸素飽和度である、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

前記所定の波長域はヘモグロビンの Q 帯であり、

前記第 1 の撮像データ G_1 及び前記第 2 の撮像データ G_2 は、RGB カラーフィルタを備えた撮像素子の G フィルタが装着された受光素子によって撮像された撮像データである、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 12 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第 1、第 2、第 3 及び第 4 の等吸収点を有する生体組織に含まれる第 1 及び第 2 の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する装置であって、

白色光を発生する光源と、

前記白色光から前記第 1 の等吸収点と前記第 2 の等吸収点とで区画された第 1 の波長域、前記第 2 の等吸収点と前記第 3 の等吸収点とで区画された第 2 の波長域及び前記第 3 の等吸収点と前記第 4 の等吸収点とで区画された第 3 の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第 1 の光学フィルタと、

前記白色光から前記第 2 の波長域の光を選択的に取り出す第 2 の光学フィルタと、

前記第 1 及び前記第 2 の光学フィルタを切り替えるフィルタ切換え手段と、

前記光源が発生した光を用いて前記生体組織を撮像する撮像装置と、

前記撮像装置が生成した撮像データに基づいて、前記分布画像を生成する画像処理部と、

を備えた装置。

【請求項 15】

前記撮像装置が先端部に設けられた内視鏡を備えた内視鏡装置である、

ことを特徴とする請求項 14 に記載の装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明の一実施形態によれば、所定の波長域における吸収スペクトルが短波長側から順に第1、第2、第3及び第4の等吸収点を有する生体組織に含まれる第1及び第2の生体物質のモル濃度比の分布画像を生成する方法であって、第1の等吸収点と第2の等吸収点とで区画された第1の波長域、第2の等吸収点と第3の等吸収点とで区画された第2の波長域及び第3の等吸収点と第4の等吸収点とで区画された第3の波長域の光を纏めて選択的に取り出す第1の光学フィルタにより白色光から第1照明光を取り出すステップと、第1照明光の照明下で撮像された生体組織の第1の撮像データ G_1 を取得するステップと、第2の波長域の光を選択的に取り出す第2の光学フィルタにより白色光から第2照明光を取り出すステップと、第2照明光の照明下で撮像された生体組織の第2の撮像データ G_2 を取得するステップと、第1の撮像データ G_1 及び第2の撮像データ G_2 に基づいて分布画像を生成するステップと、を含むものが提供される。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

また、上記の方法において、所定の波長域と比べて生体組織の吸収が十分に低い第4の波長域の光を選択的に取り出す第3の光学フィルタにより白色光から第3照明光を取り出すステップと、第3照明光の照明下で撮像された生体組織の第3の撮像データ R_3 を取得するステップと、を更に含み、吸収 A_1 を取得するステップは、第1の撮像データ G_1 を第3の撮像データ R_3 で除算して第1の規格化反射率 SR_1 を計算するステップと、数式6又は数式7により吸収 A_1 を計算するステップと、を含み、

【数6】

$$A_1 = -\log SR_1$$

【数7】

$$A_1 = -SR_1$$

吸収 A_2 を取得するステップは、第2の撮像データ G_2 を第3の撮像データ R_3 で除算して第2の規格化反射率 SR_2 を計算するステップと、数式8又は数式9により吸収 A_2 を計算するステップと、を含む構成としてもよい。

【数8】

$$A_2 = -\log SR_2$$

【数9】

$$A_2 = -SR_2$$

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0016】

また、上記の方法において、モル濃度比が既知の生体組織が撮像された第1の撮像データ G_1 及び第2の撮像データ G_2 に基づいて取得した指標 X の値がその理論値に最も近くように定数 k の値を決定する構成としてもよい。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

また、上記の方法において、第1の撮像データ G_1 が撮像される際の露出と第2の撮像データ G_2 が撮像される際の露出が同程度となるように、第1照明光を減光するステップを含む構成としてもよい。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/064055

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, A61B5/1455
(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06, A61B5/1455

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/047806 A1 (EDWARDS LIFESCIENCES CORP.), 12 April 2012 (12.04.2012), entire text; all drawings & JP 2013-541007 A & US 2013/0310668 A1 & EP 2624754 A1 & CN 103249362 A	14, 15
A	JP 2013-63097 A (Fujifilm Corp.), 11 April 2013 (11.04.2013), entire text; all drawings & CN 103070658 A	14, 15
A	JP 2013-39215 A (Fujifilm Corp.), 28 February 2013 (28.02.2013), entire text; all drawings & CN 102949171 A	14, 15

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
20 August, 2014 (20.08.14)Date of mailing of the international search report
02 September, 2014 (02.09.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/064055

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 1-13
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The inventions according to the above claims include a method that comprises inserting an endoscope into a subject to capture an image and, therefore, pertain to methods of surgery.
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 4 0 5 5	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, A61B5/1455(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06, A61B5/1455			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	WO 2012/047806 A1 (EDWARDS LIFESCIENCES CORP) 2012.04.12, 全文、全図 & JP 2013-541007 A & US 2013/0310668 A1 & EP 2624754 A1 & CN 103249362 A	14, 15	
A	JP 2013-63097 A (富士フイルム株式会社) 2013.04.11, 全文、全図 & CN 103070658 A	14, 15	
A	JP 2013-39215 A (富士フイルム株式会社) 2013.02.28, 全文、全図 & CN 102949171 A	14, 15	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 20.08.2014		国際調査報告の発送日 02.09.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4077

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 4 0 5 5

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 1-13 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
上記請求項に係る発明は、内視鏡を被検体内に挿入して撮像するものを包含しており、
手術方法に該当する。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2009年7月）

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	用于生成图像的方法和设备，从而强化生物体中人体物质浓度的浓度		
公开(公告)号	JPWO2014192781A1	公开(公告)日	2017-02-23
申请号	JP2015519886	申请日	2014-05-28
[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	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/14551 A61B5/1459 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 A61B1/04 A61B5/14546 A61B5/7225		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/06.A A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
优先权	2013114703 2013-05-30 JP		
其他公开文献	JP6356122B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

从短波长侧开始的预定波长范围内的吸收光谱从生物组织中包含的第一和第二生物物质的摩尔浓度比的第一，第二，第三和第四等吸收点分布图像开始依次 第一波长范围除以第一等吸收点和第二等吸收点，以及第二等吸收点和第三等吸收点。由第一滤光器从白光中提取的光，该滤光器共同并选择性地提取第三波长范围除以第二波长范围和第三等吸收点和第四等吸收点的光 使用通过第二光学滤光器从白光中提取的光，该第二光学滤光器通过使用进行生物组织成像来选择性地提取第二波长范围内的光，从而获得第一成像数据G1 拍摄生物组织的图像以获得第二成像数据G2，第一成像数据G1和第二成像数据G1。根据数据G2生成分布图像。

