

(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2012-100800
(P2012-100800A)

(43) 公開日 平成24年5月31日(2012.5.31)

(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 D | 4 C 0 6 1 |
| A 6 1 B | 1/04 | (2006.01) | A 6 1 B | 1/04 | 3 7 2 | 4 C 1 6 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2010-250562 (P2010-250562) | (71) 出願人 | 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 |
| (22) 出願日 | 平成22年11月9日 (2010.11.9) | (74) 代理人 | 100080159 弁理士 渡辺 望穂 |
| | | (74) 代理人 | 100090217 弁理士 三和 晴子 |
| | | (74) 代理人 | 100152984 弁理士 伊東 秀明 |
| | | (74) 代理人 | 100148080 弁理士 三橋 史生 |
| | | (72) 発明者 | 齋藤 孝明 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 |

最終頁に続く

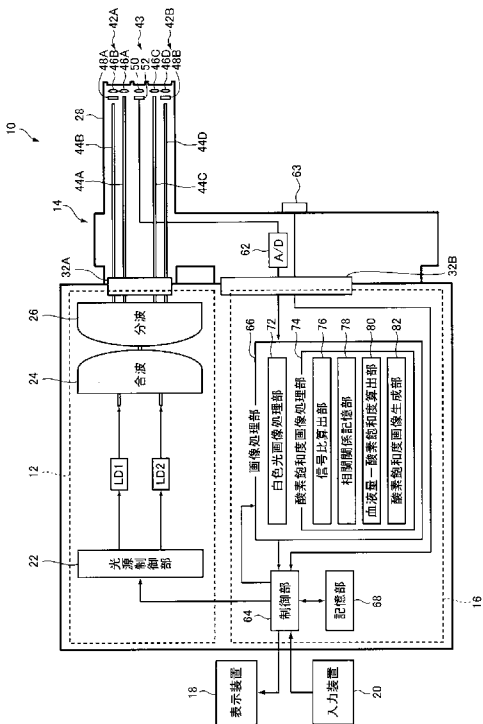
(54) 【発明の名称】 内視鏡診断装置

(57) 【要約】

【課題】血管深さおよび血液量の影響を考慮して酸素飽和度を正確に算出し、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示することができる内視鏡診断装置を提供する。

【解決手段】内視鏡診断装置は、被検体に照明光を照射し、その反射光を撮像素子で撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する2つの波長範囲の反射光に対応する第1および第2の画像信号および吸光係数が変化しない1つの波長範囲の反射光に対応する第3の画像信号を含む、460～700nmの波長範囲の異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する内視鏡装置と、取得した画像信号に基づいて、被検体の血液量および血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出するプロセッサ装置と、酸素飽和度の情報に基づいて、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示する画像表示装置とを備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に照明光を照射し、その反射光を撮像素子で撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する 2 つの波長範囲の反射光に対応する第 1 および第 2 の画像信号および前記吸光係数が変化しない 1 つの波長範囲の反射光に対応する第 3 の画像信号を含む、460～700nm の波長範囲の異なる 3 つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する内視鏡装置と、

前記取得した画像信号に基づいて、前記被検体の血液量および血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出する血液量 - 酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度の情報に基づいて、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置。

10

【請求項 2】

前記血液量 - 酸素飽和度算出手段は、前記第 1 の画像信号と前記第 3 の画像信号との第 1 信号比、および、前記第 2 の画像信号と前記第 3 の画像信号との第 2 信号比と、前記血液量および前記酸素飽和度との相関関係が記憶された相関関係記憶部を有し、前記第 1～第 3 の画像信号から前記第 1 および第 2 信号比を算出し、該相関関係記憶装置に記憶された相関関係を用いて、前記算出した第 1 および第 2 信号比に対応する前記血液量および前記酸素飽和度の情報を算出するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 3】

前記内視鏡装置は、前記第 1 の画像信号として、460～480nm の波長範囲の反射光に対応する画像信号、前記第 2 の画像信号として、590～700nm の波長範囲の反射光に対応する画像信号、前記第 3 の画像信号として、540～580nm の波長範囲の反射光に対応する画像信号を取得するものである請求項 1 または 2 に記載の内視鏡診断装置。

20

【請求項 4】

前記内視鏡装置は、第 1 フレームで中心波長 473nm の光を被検体に照射し、その反射光をカラーの撮像素子で撮像して前記第 1 の画像信号を取得し、第 2 フレームで中心波長 445nm の励起光を導光して内視鏡スコープの先端部に配置された蛍光体に照射することによって、該蛍光体を透過した励起光および該蛍光体から発せられる励起発光光を含む疑似白色光を被検体に照射し、その反射光を前記カラーの撮像素子で撮像して前記第 2 および第 3 の画像信号を取得するものである請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

30

【請求項 5】

前記内視鏡装置は、中心波長 473nm の励起光を導光して内視鏡スコープの先端部に配置された蛍光体に照射することによって、該蛍光体を透過した励起光および該蛍光体から発せられる励起発光光を含む疑似白色光を被検体に照射し、その反射光をカラーの撮像素子で撮像して前記第 1～第 3 の画像信号を取得するものである請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 6】

前記内視鏡装置は、白色光光源から発せられる白色光を狭帯域フィルタでフィルタリングして、第 1 フレームで 460～480nm の波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光をモノクロの撮像素子で撮像して前記第 1 の画像信号を取得し、第 2 フレームで 540～580nm の波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第 3 の画像信号を取得し、第 3 フレームで 590～700nm の波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第 2 の画像信号を取得するものである請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

40

【請求項 7】

前記内視鏡装置は、白色光光源から発せられる白色光を第 1 および第 2 の狭帯域フィルタでフィルタリングして、460～480nm の波長範囲の光、および、540～700nm の波長範囲の光を被検体に同時に照射し、その反射光をカラーの撮像素子で撮像して

50

前記第 1 ～ 第 3 の画像信号を取得するものである請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記内視鏡装置は、白色光光源から発せられる白色光を狭帯域フィルタでフィルタリングして、第 1 フレームで 530 ～ 550 nm の波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光をモノクロの撮像素子で撮像して前記第 1 の画像信号を取得し、第 2 フレームで 555 ～ 565 nm の波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第 3 の画像信号を取得し、第 3 のフレームで 590 ～ 700 nm の波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第 2 の画像信号を取得するものである請求項 1 または 2 に記載の内視鏡診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置で撮像した画像に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出し、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示する内視鏡診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年の医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内視鏡は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部を備えており、この挿入部の先端には CCD などの撮像装置が内蔵されている。また、電子内視鏡は光源装置に接続されており、光源装置で発せられた光は、挿入部の先端から体腔内部に対して照射される。このように体腔内部に光が照射された状態で、体腔内の被検体組織が、挿入部の先端の撮像装置によって撮像される。撮像により得られた画像は、電子内視鏡に接続されたプロセッサ装置で各種処理が施された後、モニタに表示される。したがって、電子内視鏡を用いることによって、被検者の体腔内の画像をリアルタイムに確認することができるため、診断などを確実に行うことができる。

20

【0003】

光源装置には、波長が青色領域から赤色領域にわたる白色の広帯域光を発することができるキセノンランプなどの白色光光源が用いられている。体腔内の照射に白色の広帯域光を用いることで、撮像画像から被検体組織全体を把握することができる。しかしながら、広帯域光を照射したときに得られる撮像画像からは、被検体組織全体を大まかに把握することはできるものの、微細血管、深層血管、ピットパターン（腺口構造）、陥凹や隆起といった凹凸構造などの被検体組織は明瞭に観察することが難しいことがある。このような被検体組織に対しては、特定の波長範囲に制限した狭帯域光を照射することで、明瞭に観察できるようになることが知られている。また、狭帯域光を照射したときの画像データから、血管中の酸素飽和度など被検体組織に関する各種情報を取得し、その取得した情報を画像化させることが知られている。

30

【0004】

例えば、特許文献 1 では、狭帯域光を用いて酸素飽和度画像を得るものとして、キセノンランプから発せられる広帯域光から、帯域制限フィルタにより、近赤外領域の 3 波長の狭帯域光（IR1, IR2, IR3）、または、可視光領域の 3 波長の狭帯域光（G1, G2, G3）を分離して、各狭帯域光の画像を面順次で取得する例が示されている。いずれの組み合わせも、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて光の吸収度（吸光度）が変化する波長範囲の 2 つの狭帯域光と変化しない波長範囲の 1 つの狭帯域光とを組み合わせたものになっている。また、特許文献 1 には、3 波長の狭帯域光に対応する 3 つの信号のうち 2 つを選択し、その差を検出して酸素飽和度画像をモノクロあるいは疑似カラーで表示することが記載されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特許 2 6 4 8 4 9 4 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 】

一般に、生体組織の光の反射率は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度、血管の深さ、血液量（血管の太さあるいは血管の密度に対応）の 3 つの要因に依存して変化する。従って、特許文献 1 では、酸素飽和度の分布を画像化して表示することはできるが、血管の深さおよび血液量の変化が酸素飽和度に与える影響が考慮されていないため、酸素飽和度を正確に算出することができない虞があるという問題点があった。

10

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、血管深さ、さらには、血液量の影響を考慮して酸素飽和度を正確に算出し、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示することができる内視鏡診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体に照明光を照射し、その反射光を撮像素子で撮像して、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する 2 つの波長範囲の反射光に対応する第 1 および第 2 の画像信号および前記吸光係数が変化しない 1 つの波長範囲の反射光に対応する第 3 の画像信号を含む、460 ~ 700 nm の波長範囲の異なる 3 つ以上の反射光に対応する画像信号を取得する内視鏡装置と、

20

前記取得した画像信号に基づいて、前記被検体の血液量および血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出する血液量 - 酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度の情報に基づいて、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡診断装置を提供するものである。

【 0 0 0 9 】

ここで、前記血液量 - 酸素飽和度算出手段は、前記第 1 の画像信号と前記第 3 の画像信号との第 1 信号比、および、前記第 2 の画像信号と前記第 3 の画像信号との第 2 信号比と、前記血液量および前記酸素飽和度との相関関係が記憶された相関関係記憶部を有し、前記第 1 ~ 第 3 の画像信号から前記第 1 および第 2 信号比を算出し、該相関関係記憶装置に記憶された相関関係を用いて、前記算出した第 1 および第 2 信号比に対応する前記血液量および前記酸素飽和度の情報を算出するものであることが好ましい。

30

【 0 0 1 0 】

また、前記内視鏡装置は、前記第 1 の画像信号として、460 ~ 480 nm の波長範囲の反射光に対応する画像信号、前記第 2 の画像信号として、590 ~ 700 nm の波長範囲の反射光に対応する画像信号、前記第 3 の画像信号として、540 ~ 580 nm の波長範囲の反射光に対応する画像信号を取得するものであることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

また、前記内視鏡装置は、第 1 フレームで中心波長 473 nm の光を被検体に照射し、その反射光をカラーの撮像素子で撮像して前記第 1 の画像信号を取得し、第 2 フレームで中心波長 445 nm の励起光を導光して内視鏡スコープの先端部に配置された蛍光体に照射することによって、該蛍光体を透過した励起光および該蛍光体から発せられる励起発光光を含む疑似白色光を被検体に照射し、その反射光を前記カラーの撮像素子で撮像して前記第 2 および第 3 の画像信号を取得するものであることが好ましい。

40

【 0 0 1 2 】

また、前記内視鏡装置は、中心波長 473 nm の励起光を導光して内視鏡スコープの先端部に配置された蛍光体に照射することによって、該蛍光体を透過した励起光および該蛍光体から発せられる励起発光光を含む疑似白色光を被検体に照射し、その反射光をカラーの撮像素子で撮像して前記第 1 ~ 第 3 の画像信号を取得するものであることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

50

また、前記内視鏡装置は、白色光光源から発せられる白色光を狭帯域フィルタでフィルタリングして、第1フレームで460～480nmの波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光をモノクロの撮像素子で撮像して前記第1の画像信号を取得し、第2フレームで540～580nmの波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第3の画像信号を取得し、第3フレームで590～700nmの波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第2の画像信号を取得するものであることが好ましい。

【0014】

また、前記内視鏡装置は、白色光光源から発せられる白色光を第1および第2の狭帯域フィルタでフィルタリングして、460～480nmの波長範囲の光、および、540～700nmの波長範囲の光を被検体に同時に照射し、その反射光をカラーの撮像素子で撮像して前記第1～第3の画像信号を取得するものであることが好ましい。

【0015】

また、前記内視鏡装置は、白色光光源から発せられる白色光を狭帯域フィルタでフィルタリングして、第1フレームで530～550nmの波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光をモノクロの撮像素子で撮像して前記第1の画像信号を取得し、第2フレームで555～565nmの波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第3の画像信号を取得し、第3のフレームで590～700nmの波長範囲の光を被検体に照射し、その反射光を前記モノクロの撮像素子で撮像して前記第2の画像信号を取得するものであることが好ましい。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を得ることができる。また、本発明によれば、画像信号から、血液量を考慮して酸素飽和度の情報を正確に算出し、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図である。

【図2】図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第1の実施形態のブロック図である。

【図3】内視鏡スコープの先端部の正面図である。

【図4】青色レーザ光源からの青色レーザ光および青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。

【図5】R色、G色、B色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図6】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図7】信号比B/GおよびR/Gと、血液量および酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。

【図8】図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第2の実施形態のブロック図である。

【図9】図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第3の実施形態のブロック図である。

【図10】図1に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第4の実施形態のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明に係る内視鏡診断装置を詳細に説明する。

【0019】

図1は、本発明に係る内視鏡診断装置の構成を表す一実施形態の外観図、図2は、その内部構成を表す第1の実施形態のブロック図である。これらの図に示すように、内視鏡診

10

20

30

40

50

断装置 10 は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置 12 と、光源装置 12 から発せられる光を導光して被検体の被観察領域に照明光を照射し、その反射光等を撮像する内視鏡装置 14 と、内視鏡装置 14 で撮像した画像信号を画像処理するプロセッサ装置 16 と、プロセッサ装置 16 で画像処理して得られた内視鏡画像等を表示する表示装置 18 と、入力操作を受け付ける入力装置 20 とによって構成されている。

【0020】

ここで、内視鏡診断装置 10 は、白色光を被検体に照射し、その反射光を撮像して白色光画像を表示（して観察）する白色光観察モードと、波長範囲の異なる 3 つ以上の反射光に対応する画像信号に基づいて算出された血中ヘモグロビンの酸素飽和度を疑似カラー画像として表示（して観察）する酸素飽和度観察モードとを有する。観察モードは、内視鏡装置 14 の切り替えスイッチ 63 や入力装置 20 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

【0021】

光源装置 12 は、光源制御部 22 と、それぞれ波長範囲の異なるレーザ光を発する 2 種のレーザ光源 LD1, LD2 と、コンバイナ 24 と、カブラ 26 とによって構成されている。

【0022】

本実施形態において、レーザ光源 LD1, LD2 からは、それぞれ、中心波長が 473 nm、445 nm である、所定の波長範囲（例えば、中心波長 ± 10 nm）の狭帯域光が発せられる。レーザ光源 LD1 は、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像を撮像するための光源であり、レーザ光源 LD2 は、励起光を照射して、後述する内視鏡スコープの先端部に配置された蛍光体から白色光（疑似白色光）を発生させるための白色光観察用の光源である。

【0023】

レーザ光源 LD1, LD2 は、プロセッサ装置 16 の制御部 64 によって制御される光源制御部 22 によりそれぞれ個別にオンオフ制御および光量制御が行われ、各レーザ光源 LD1, LD2 の発光のタイミングや光量比は変更自在になっている。

【0024】

上記のレーザ光源 LD1, LD2 は、ブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs 系レーザダイオードや GaNAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0025】

各レーザ光源 LD1, LD2 から発せられるレーザ光は、集光レンズ（図示略）を介してそれぞれ対応する光ファイバに入力され、合波器であるコンバイナ 24 により合波され、分波器であるカブラ 26 により 4 系統の光に分波されてコネクタ部 32A に伝送される。なお、これに限らず、コンバイナ 24 およびカブラ 26 を用いずに、各レーザ光源 LD1, LD2 からのレーザ光を直接コネクタ部 32A に送出する構成としてもよい。

【0026】

続いて、内視鏡装置 14 は、被検体内に挿入される内視鏡スコープの先端から 4 系統（4 灯）の照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡装置 14 は、内視鏡スコープ 28 と、その先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 30 と、内視鏡装置 14 を光源装置 12 およびプロセッサ装置 16 に着脱自在に接続するコネクタ部 32A, 32B とを備えている。

【0027】

内視鏡スコープ 28 は、可撓性を持つ軟性部 34 と、湾曲部 36 と、スコープ先端部 38 とから構成されている。

【0028】

湾曲部 36 は、軟性部 34 とスコープ先端部 38 との間に設けられ、操作部 30 に配置されたアングルノブ 40 の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 36 は、内視鏡装置 14 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲

10

20

30

40

50

でき、スコープ先端部 38 を、所望の観察部位に向けることができる。

【0029】

スコープ先端部 38 には、図 2 に示すように、被観察領域へ光を照射する 2 つの照明窓 42A, 42B と、被観察領域からの反射光等を撮像する 1 つの観察窓 43 が配置されている。

【0030】

照明窓 42A の奥には、2 系統の光ファイバ 44A, 44B が収納されている。光ファイバ 44A, 44B は、光源装置 12 からコネクタ部 32A を介してスコープ先端部 38 まで敷設されている。光ファイバ 44A の先端部（照明窓 42A 側）にはレンズ 46A 等の光学系が取り付けられている。一方、光ファイバ 44B の先端部には蛍光体 48A が配置され、さらに蛍光体 48A の先にレンズ 46B 等の光学系が取り付けられている。

10

【0031】

同様に、照明窓 42B の奥には、先端部にレンズ 46C 等の光学系を有する光ファイバ 44C と、先端部に蛍光体 48B およびレンズ 46D 等の光学系を有する光ファイバ 44D の、2 系統の光ファイバが収納されている。

【0032】

図 3 は、内視鏡スコープの先端部の正面図である。照明窓 42A, 42B は、観察窓 43 を挟んでその両脇側に配置されている。そして、照明窓 42A, 42B 内に収納された 4 本の光ファイバ 44A ~ 44D は、蛍光体 48A, 48B を備える光ファイバ 44B, 44D 同士を結ぶ直線 L1 と、蛍光体を備えていない光ファイバ 44A, 44C 同士を結ぶ直線 L2 とが、観察窓 43 の中心部 P で交差するように互い違いに配置されている。このように光ファイバ 44A ~ 44D を配置することによって、照明むらの発生を防止することができる。

20

【0033】

蛍光体 48A は、レーザ光源 LD2 からの青色レーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光物質）を含んで構成される。白色光観察用の励起光が蛍光体 48A に照射されると、蛍光体 48A から発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体 48A により吸収されず透過した青色レーザ光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。

30

【0034】

図 4 は、青色レーザ光源からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体により波長変換された発光スペクトルを示すグラフである。レーザ光源 LD2 から発せられる青色レーザ光は、中心波長 445 nm の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 48A からの励起発光光は、概ね 450 nm ~ 700 nm の波長範囲で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光との合波光によって、上述した疑似白色光が形成される。蛍光体 48B も同様である。

【0035】

ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色である R（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

40

【0036】

前者（照明窓 42A 側）および後者（照明窓 42B 側）の照明光学系は同等の構成および作用のものであって、照明窓 42A, 42B からは、基本的に同時に同等の照明光が照射される。

【0037】

観察窓 43 の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット 50 等の光学系が取り付けられ、さらに対物レンズユニット 50 の奥には、被観察領域の

50

画像情報を取得するＣＣＤ(Charge Coupled Device)イメージセンサやＣＭＯＳ(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサ等の撮像素子５２が取り付けられている。

【００３８】

撮像素子５２は、対物レンズユニット５０からの光を受光面（撮像面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力する。本実施形態の撮像素子５２はカラーＣＣＤイメージセンサであり、その受光面には、図５に示す分光透過率を有するＲ色、Ｇ色、Ｂ色のカラーフィルタ５４，５６，５８が設けられ、Ｒ画素、Ｇ画素、Ｂ画素の３色の画素を１組として、複数組の画素がマトリクス状に配列されている。

【００３９】

白色光は、その波長範囲が約４７０～７００ｎｍであるため、Ｒ色、Ｇ色、Ｂ色のカラーフィルタ５４，５６，５８は、白色光のうちそれぞれの分光透過率に応じた波長の光を透過し、Ｒ画素、Ｇ画素およびＢ画素の撮像信号が出力される。一方、半導体レーザＬＤ１から発せられるレーザ光は、中心波長が４７３ｎｍであるため、その反射光はＢ色のカラーフィルタ５８のみを透過し、Ｂ画素の撮像信号のみが出力される。

【００４０】

光源装置１２から発せられる４系統の光は、それぞれ対応する光ファイバ４４Ａ～４４Ｄによってスコープ先端部３８まで導光され、導光される光、もしくは、導光される光が蛍光体４８Ａ，４８Ｂに照射され、蛍光体４８Ａ，４８Ｂから発せられる白色光が、スコープ先端部３８の照明窓４２Ａ，４２Ｂから被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域の様子が対物レンズユニット５０等により撮像素子５２の受光面上に結像され、撮像素子５２で光電変換されて撮像される。

【００４１】

撮像素子５２からは、撮像された被検体の被観察領域の撮像信号（アナログ信号）が出力される。撮像素子５２から出力される各画像の撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル６０を通じてＡ／Ｄ変換器６２に入力される。Ａ／Ｄ変換器６２は、撮像素子５２からの撮像信号（アナログ信号）をその電圧レベルに対応する画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部３２Ｂを介してプロセッサ装置１６の画像処理部６６に入力される。

【００４２】

なお、図示はしていないが、操作部３０及び内視鏡スコープ２８の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【００４３】

続いて、プロセッサ装置１６は、制御部６４と、画像処理部６６と、記憶部６８とを備えている。制御部６４には、表示装置１８および入力装置２０が接続されている。

【００４４】

制御部６４は、内視鏡装置１４の切り替えスイッチ６３や入力装置２０から入力される観察モード等の指示に基づいて、画像処理部６６、光源装置１２の光源制御部２２、および、表示装置１８の動作を制御する。

【００４５】

画像処理部６６は、制御部６４の制御の基で、観察モードに基づき、内視鏡装置１４から入力される画像信号に対して所定の画像処理を施す。画像処理部６６は、白色光画像処理部７２と、酸素飽和度画像処理部７４とを備えている。

【００４６】

白色光画像処理部７２は、白色光観察モードの場合に、内視鏡装置１４から入力される画像信号に対して、白色光画像に適した所定の画像処理を施し、白色光画像信号を出力する。

【００４７】

酸素飽和度画像処理部７４は、酸素飽和度観察モードの場合に、内視鏡装置１４から入

10

20

30

40

50

力される画像信号に基づいて、被検体の血液量および血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出し、算出した酸素飽和度の情報に基づいて、酸素飽和度の分布を疑似カラー表示するための酸素飽和度画像信号を出力する。酸素飽和度画像処理部 74 は、信号比算出部 76 と、相関関係記憶部 78 と、血液量 - 酸素飽和度算出部 80 と、酸素飽和度画像生成部 82 とを備えている。

【0048】

信号比算出部 76 は、血管部分の画像信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて、内視鏡装置 14 から入力される画像信号から血管領域を特定する。そして、信号比算出部 76 は、血管領域内の同じ位置の画素について、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて還元ヘモグロビンと酸化ヘモグロビンの吸光係数（吸光度）の大小関係が逆転する波長範囲の 2 つの狭帯域光の反射光に対応する画像信号を S_1 、 S_2 とし、吸光係数が同じになる波長範囲の 1 つの狭帯域光の反射光に対応する画像信号を S_3 として、信号比 S_1 / S_3 および S_2 / S_3 を求める。

10

【0049】

相関関係記憶部 78 は、信号比 S_1 / S_3 および S_2 / S_3 と、血液量および酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、血管が図 6 に示すヘモグロビンの吸光係数を有する場合の相関関係であり、これまでの診断等で蓄積された多数の画像信号を分析することにより得られたものである。

【0050】

図 6 に示すように、血中ヘモグロビンは、照射する光の波長によって吸光係数 μ_a が変化する吸光特性を持っている。吸光係数 μ_a は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさである吸光度を表す。また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン 70 と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン 71 は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光度（吸光係数 μ_a ）を示す等吸収点（図 6 における各ヘモグロビン 70、71 の交点）を除いて、吸光度に差が生じる。

20

【0051】

一般的に、図 6 の分布は撮像対象の部位によって非線形に変化するため、実際の生体組織の計測や光伝播シミュレーション等により予め求めておく必要がある。

【0052】

図 7 は、信号比 B / G および R / G と、血液量および酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。このグラフの横軸は $\log(R / G)$ 、縦軸は $\log(B / G)$ であり、信号比 R / G は信号比 S_1 / S_3 に対応し、信号比 B / G は信号比 S_2 / S_3 に対応するものとする。このグラフに示すように、信号比 R / G の値は、血液量に依存して変化し、血液量が大きくなるほど大きくなる。また、信号比 B / G の値は、血液量および酸素飽和度の両方に依存して変化する。つまり、信号比 B / G の値は、血液量が大きくなるほど大きくなるとともに、酸素飽和度が低くなるほど大きくなる。

30

【0053】

血液量 - 酸素飽和度算出部 80 は、相関関係記憶部 78 に記憶された相関関係に基づき、信号比算出部 76 で算出された信号比 S_1 / S_3 および S_2 / S_3 に対応する血液量および酸素飽和度を算出する。

40

【0054】

酸素飽和度画像生成部 82 は、酸素飽和度の大小に応じてカラー情報が割り当てられたカラーテーブルを備えている。カラーテーブルは、入力装置 20 から入力される指示によって切り替えが可能であり、例えば、胃、十二指腸、小腸等のように、観察する部位に合ったものが選択される。酸素飽和度画像生成部 82 は、カラーテーブルを用い、血液量 - 酸素飽和度算出部 80 で算出された酸素飽和度に対応するカラー情報を特定する。そして、酸素飽和度画像生成部 82 は、血管領域内の全ての画素についてのカラー情報を特定すると、例えば、白色光画像の画像信号に対してカラー情報を反映させることにより、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が反映（疑似カラー表示）された酸素飽和度画像信号を生成する。

50

【 0 0 5 5 】

画像処理部 6 6 で処理された画像信号は、制御部 6 4 に送られ、制御部 6 4 で各種情報と共に内視鏡観察画像にされて表示装置 1 8 に表示され、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部 6 8 に記憶される。

【 0 0 5 6 】

以下、血液量および酸素飽和度の算出方法について説明する。

【 0 0 5 7 】

被検体の粘膜組織内に光が入射すると、その一部は血管のところで吸収され、吸収されなかった光のさらに一部が反射光として戻ってくる。この時、血管の深さが深くなるほど、その上の組織からの散乱の影響を大きく受けることになる。

10

【 0 0 5 8 】

ところで、470 ~ 700 nm の波長範囲の光は、粘膜組織内での散乱係数が小さく、かつ波長依存性が小さいという性質がある。このため、この波長範囲の光を照明光として用いることによって、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を含む血液情報を得ることができる。従って、内視鏡診断装置 1 0 では、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する 2 つ以上の波長範囲の反射光および変化しない 1 つ以上の波長範囲の反射光を含む、460 ~ 700 nm の波長範囲の異なる 3 つ以上の反射光に対応する画像信号を用いて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。

【 0 0 5 9 】

ここで、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の 3 つのことが言える。

- ・波長 470 nm 近辺（例えば、中心波長 470 nm \pm 10 nm の B の波長範囲）では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・540 ~ 580 nm の G の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・590 ~ 700 nm の R の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するよう見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

20

【 0 0 6 0 】

また、粘膜の反射スペクトルから以下の 2 つの性質がある。

- ・R の波長範囲ではヘモグロビンの影響がほとんどないと見なせるが、G の波長範囲では吸収が生じるので、血液量（血管の太さあるいは血管の密度に対応）が大きいほど、G の波長範囲での反射率と R の波長範囲での反射率との差が大きくなる。
- ・波長 470 nm 近辺の反射率と G の波長範囲での反射率との差は、酸素飽和度が低いほど大きくなり、同時に、血液量が大きいほど大きくなる。

30

【 0 0 6 1 】

つまり、B 画素の画像信号 B と G 画素の画像信号 G との間の信号比 B / G は、その値が酸素飽和度および血液量の両方に依存して変化し、G 画素の画像信号 G と R 画素の画像信号 R との間の信号比 R / G は、その値が主に血液量だけに依存して変化する。従って、この性質を利用することによって、波長 470 nm 近辺、G および R の波長範囲を含む 3 波長範囲の分光画像から、酸素飽和度と血液量とを分離してそれぞれの値を正確に算出することができる。これに基づいて作成したものが、信号比 B / G および R / G と、血液量および酸素飽和度との相関関係を表す前述の図 7 のグラフである。

40

【 0 0 6 2 】

次に、内視鏡診断装置 1 0 の動作を説明する。

まず、白色光観察モードの場合の動作を説明する。

【 0 0 6 3 】

観察モード等の指示が、内視鏡装置 1 4 の切り替えスイッチ 6 3 や入力装置 2 0 からプロセッサ装置 1 6 の制御部 6 4 に入力され、白色光観察モードに設定される。

【 0 0 6 4 】

白色光観察モードの場合、プロセッサ装置 1 6 の制御部 6 4 により光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 の動作が制御され、レーザ光源 LD 1 がオフ、レーザ光源 LD 2 がオンとされ

50

、レーザ光源LD2から2系統の白色光観察用の励起光が発せられる。

【0065】

内視鏡装置14では、光源装置12から発せられる2系統の白色光観察用の励起光が、それぞれ、光ファイバ44B、44Dによってスコープ先端部38の蛍光体48A、48Bへ導光される。これにより、蛍光体48A、48Bから白色光が発せられ、それぞれ、レンズ46B、46Dを介して照明窓42A、42Bから被検体の被観察領域に照射される。そして、被観察領域からの反射光が対物レンズユニット50により集光され、撮像素子52により光電変換されて白色光画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。

【0066】

白色光画像の撮像信号（アナログ信号）は、A/D変換器62により画像信号（デジタル信号）に変換され、観察モードに従って、画像処理部68の白色光画像処理部72により白色光画像に適した所定の画像処理が施され、白色光画像信号が出力される。そして、制御部64により、白色光画像信号から白色光画像が発生され、白色光画像が表示装置18上に表示される。

【0067】

次に、酸素飽和度観察モードの場合の動作を説明する。

【0068】

まず、観察モードが、通常光画像モードから酸素飽和度観察モードに切り替えられる。酸素飽和度観察モードになると、このモード切替時点での白色光画像信号が、酸素飽和度画像の生成に用いられる参照画像として記憶部68に記憶される。また、入力装置20の操作によって、胃、十二指腸、小腸など現時点での観察部位の情報が指定される。これにより、酸素飽和度画像生成部82において、その観察部位に応じたカラーテーブルが選択される。

【0069】

酸素飽和度観察モードでは、2フレームを1組として、1フレーム毎に照射パターンの異なる照明光が照射される。まず、第1フレームにおいてLD1がオン、LD2がオフとされ、光源装置12から2系統の酸素飽和度観察用のレーザ光が発せられる。

【0070】

内視鏡装置14では、光源装置12から発せられる2系統の酸素飽和度観察用のレーザ光が、それぞれ、光ファイバ44A、44Cによってスコープ先端部38まで導光され、レンズ46A、46Cを介して照明窓42A、42Bから被検体の被観察領域に照射される。そして、被観察領域からの反射光が対物レンズユニット50により集光され、撮像素子52により光電変換されて狭帯域光画像の撮像信号（アナログ信号）が出力される。狭帯域光画像の撮像信号（アナログ信号）は、A/D変換器62により画像信号（デジタル信号）に変換された後、一旦、制御部64の制御により記憶部68に記憶される。

【0071】

続いて、第2フレームにおいてLD1がオフ、LD2がオンとされ、光源装置12から2系統の白色光観察用の励起光が発せられる。この時の内視鏡装置14の動作は、白色光観察モードの場合と同じであり、白色光画像信号が記憶部68に記憶される。

【0072】

ここで、第1フレームで得られる画像信号をB1、G1、R1、第2フレームで得られる画像信号をB2、G2、R2とする。B1は、中心波長473nmの単色照明の画像信号、G2は、蛍光体48A、48Bから発せられる励起発光光の主として540～580nmの波長範囲の分光照明の画像信号、R2は、同590～700nmの波長範囲の分光照明の画像信号である。また、B1およびR2は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する2つの波長範囲の反射光に対応する画像信号であり、G2は、吸光係数が変化しない1つの波長範囲の反射光に対応する画像信号である。

【0073】

第1および第2フレームにおいて画像信号が取得されると、信号比算出部76は、まず、記憶部68に記憶されている第1フレームの狭帯域光画像信号および第2フレームの白

10

20

30

40

50

色光画像信号から、血管を含む血管領域を特定する。続いて、信号比算出部 76 は、血管領域内の同じ位置の画素について、第 1 フレームの B 画素の画像信号 B 1 と第 2 フレームの G 画素の画像信号 G 2 との間の信号比 $B 1 / G 2$ と、第 2 フレームの G 画素の画像信号 G 2 と第 2 フレームの R 画素の画像信号 R 2 との間の信号比 $R 2 / G 2$ を算出する。

【 0 0 7 4 】

前述のように、信号比 $B 1 / G 2$ は、その値が酸素飽和度および血液量の両方に依存して変化し、信号比 $R 2 / G 2$ は、その値が主に血液量だけに依存して変化する。血液量 - 酸素飽和度算出部 80 は、図 7 に示す、相関関係記憶部 78 に記憶されている、これらの信号比 $B 1 / G 2$ および $R 2 / G 2$ と、血液量および酸素飽和度との間の相関関係に基づいて、信号比 $B 1 / G 2$ および $R 2 / G 2$ に対応する、血液量および酸素飽和度の情報を算出する。

10

【 0 0 7 5 】

酸素飽和度画像生成部 82 は、血液量および酸素飽和度が求まると、選択されたカラーテーブルに基づき、酸素飽和度に対応するカラー情報を特定する。そして、血管領域内の全ての画素について、上述した手順で、血液量および酸素飽和度を求め、酸素飽和度に対応するカラー情報を特定する。そして、血管領域内の全ての画素について酸素飽和度とそれに対応するカラー情報が得られると、酸素飽和度画像生成部 82 は、記憶部 68 から参照画像となる白色光画像信号を読み出し、この白色光画像に対してカラー情報を反映させることにより、酸素飽和度画像信号を生成する。生成された酸素飽和度画像信号は、記憶部 68 に記憶される。

20

【 0 0 7 6 】

そして、制御部 64 は、記憶部 68 から酸素飽和度画像信号を読み出し、読み出した酸素飽和度画像信号に基づいて、酸素飽和度画像を表示装置 18 に疑似カラー表示する。

【 0 0 7 7 】

上記のようにして、内視鏡診断装置 10 では、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量を考慮して酸素飽和度の情報を正確に算出し、酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として表示することができる。

【 0 0 7 8 】

次に、第 2 の実施形態について説明する。

【 0 0 7 9 】

図 8 は、図 1 に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第 2 の実施形態のブロック図である。同図に示す内視鏡診断装置において、光源装置 12 は、光源制御部 22 と、レーザ光源 LD 1 と、カプラ 26 とによって構成されている。

30

【 0 0 8 0 】

本実施形態において、レーザ光源 LD 1 からは、中心波長が 473 nm である、所定の波長範囲（例えば、中心波長 ± 10 nm）の狭帯域光が発せられる。レーザ光源 LD 1 は、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像を撮像するための光源であるとともに、励起光を照射して、蛍光体 48A、48B から白色光（疑似白色光）を発生させるための白色光観察用の光源となるものである。

【 0 0 8 1 】

上記以外の光源装置 12 の構成は、図 2 に示す第 1 の実施形態の内視鏡診断装置 10 の場合と同様である。

40

【 0 0 8 2 】

光源装置 12 では、光源制御部 22 により、レーザ光源 LD 1 のオンオフ制御および光量制御が行われ、レーザ光源 LD 1 から発せられるレーザ光は、カプラ 26 により 2 系統の光に分波されてコネクタ部 32A に伝送される。

【 0 0 8 3 】

続いて、内視鏡装置 14 は、内視鏡スコープの先端から 2 系統（2 灯）の照明光を出射する照明光学系を有するものである。

【 0 0 8 4 】

50

内視鏡装置 14 の照明窓 42 A の奥には、先端部に蛍光体 48 A およびレンズ 46 B 等の光学系を有する 1 系統の光ファイバ 44 B が収納され、同様に、照明窓 42 B の奥には、先端部に蛍光体 48 B およびレンズ 46 D 等の光学系を有する 1 系統の光ファイバ 44 D が収納されている。両者は、同等の構成および作用のものであって、照明窓 42 A , 42 B からは、基本的に同時に同等の照明光が照射される。

【0085】

光源装置 12 から発せられる 2 系統の光は、それぞれ対応する光ファイバ 44 B および 44 D によってスコープ先端部 38 まで導かれる。レーザ光源 LD 1 からのレーザ光が蛍光体 48 A に照射されると、蛍光体 48 A から発せられる緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体 48 A により吸収されず透過したレーザ光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。蛍光体 48 B も同様である。

10

【0086】

上記以外の内視鏡装置 14 の構成およびプロセッサ装置 16 の構成は、図 2 に示す第 1 の実施形態の内視鏡診断装置 10 の場合と同様である。

【0087】

次に、第 2 の実施形態の内視鏡診断装置の動作を説明する。

白色光観察モードの場合の動作は、第 1 の実施形態の場合と同様である。

【0088】

酸素飽和度観察モードでは、LD 1 がオンとされ、光源装置 12 から 2 系統のレーザ光が発せられる。第 1 の実施形態の場合、酸素飽和度の算出に 2 フレームにわたる光源の切替を要したが、本実施形態の場合、フレーム毎の光源の切替なしで酸素飽和度を算出することができる。単一フレームで分光情報を取得できるので、被検体の動きの影響を受けにくいという特徴がある。

20

【0089】

ここで、1 フレームで得られる画像信号を B , G , R とすると、B は、中心波長 473 nm の励起光の画像信号と、蛍光体 48 A , 48 B から発せられる少量の励起発光光の画像信号とを含む。また、G は、蛍光体 48 A , 48 B から発せられる励起発光光の主として 540 ~ 580 nm の波長範囲の分光照明の画像信号と、少量の励起光の画像信号とを含み、R は、同 590 ~ 700 nm の波長範囲の分光照明の画像信号となる。

【0090】

30

なお、B の画像信号に混入される励起発光光の画像信号の成分、および、G の画像信号に混入される励起光の成分が極力少なくなるようなカラーフィルタを備えるカラー CCD イメージセンサを使用することが望ましい。

【0091】

従って、信号比 B / G および R / G と、血液量および酸素飽和度との間の相関関係に基づいて、第 1 の実施形態の場合と同様にして、信号比 B / G および R / G に対応する、血液量および酸素飽和度の情報を算出することができる。

【0092】

次に、第 3 の実施形態について説明する。

【0093】

40

図 9 は、図 1 に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第 3 の実施形態のブロック図である。同図に示す内視鏡診断装置の光源装置 12 は、白色光光源 84 と、狭帯域フィルタ 86 と、回転制御部 88 と、レンズ 90 と、カブラ 26 とによって構成されている。

【0094】

白色光光源 84 は、例えば、光源装置 12 の電源がオンのときに常にオンして白色光を発する。白色光光源 84 は、白色光を発するものであれば何ら制限はなく、例えば、キセノンランプや、蛍光灯、水銀灯などの白色灯が使用される。

【0095】

狭帯域フィルタ 86 は、白色光光源 84 から発せられる白色光をフィルタリングして、所定の波長範囲の光を透過させるバンドパスフィルタである。狭帯域フィルタ 86 は、円

50

板形状で、白色光をそのまま通過させる光通過部と、460～480nmの第1狭帯域光、540～580nmの第2狭帯域光、590～700nmの狭帯域光を透過させる第1～第3光透過部とを有する。狭帯域フィルタ86は、白色光光源84とレンズ90との間の光路に対して垂直に配置され、回転制御部88の制御の基で、図示していないモータによって適宜回転される。

【0096】

回転制御部88は、プロセッサ装置16の制御部64の制御の基で、狭帯域フィルタ86の回転を制御する。白色光観察モードの場合には、光通過部が光路内に挿入されるように狭帯域フィルタ86の回転が制御され、白色光がそのまま通過する。酸素飽和度観察モードの場合には、第1～第3フレームにおいて、1フレーム毎に、第1～第3光透過部が順次光路内に挿入されるように狭帯域フィルタ86の回転が制御され、1フレーム毎に、第1～第3狭帯域光が順次透過する。

10

【0097】

光源装置12では、白色光光源84から発せられる白色光は、回転制御部88の制御の基で狭帯域フィルタ86を経てフィルタリングされた後、レンズ90で集光され、カプラ26により2系統の光に分波されてコネクタ部32Aに伝送される。

【0098】

続いて、内視鏡装置14は、内視鏡スコープの先端から2系統(2灯)の照明光を出射する照明光学系を有するものである。

【0099】

20

内視鏡装置14の照明窓42Aの奥には、先端部にレンズ46A等の光学系を有する1系統の光ファイバ44Aが収納され、同様に、照明窓42Bの奥には、先端部にレンズ46C等の光学系を有する1系統の光ファイバ44Cが収納されている。両者は、同等の構成および作用のものであって、照明窓42A、42Bからは、基本的に同時に同等の照明光が照射される。

【0100】

光源装置12から発せられる2系統の光は、それぞれ対応する光ファイバ44Aおよび44Cによってスコープ先端部38まで導かれ、被検体の被観察領域に照射される。本実施形態の撮像素子52は、モノクロCCDイメージセンサであって、撮像素子52からは、被検体に照射される照明光の反射光に対応する輝度値を有する撮像信号が出力される。

30

【0101】

プロセッサ装置16の構成は、第1の実施形態の場合と同様である。

【0102】

次に、第3の実施形態の内視鏡診断装置の動作を説明する。

【0103】

白色光観察モードの場合には、回転制御部88により、光通過部が光路内に挿入されるように狭帯域フィルタ86の回転が制御され、光源装置12からは2系統の白色光が発せられる。

【0104】

40

内視鏡装置14では、光源装置12から発せられる2系統の白色光が、それぞれ、光ファイバ44A、44Cによってスコープ先端部38まで導かれ、それぞれ、レンズ46A、46Cを介して照明窓42A、42Bから被検体の被観察領域に照射される。これ以後の動作は、白色光画像(カラー)の代わりに白色光画像(モノクロ)が撮像される点を除いて、第1の実施形態の場合と同様である。

【0105】

酸素飽和度観察モードでは、3フレームを1組とし、1フレーム毎に、狭帯域フィルタ86を用いて照明光の波長範囲が切り替えられる。すなわち、第1～第3フレームにおいて、1フレーム毎に、回転制御部88により、第1～第3光透過部が順次光路内に挿入されるように狭帯域フィルタ86の回転が制御され、光源装置12からは、1フレーム毎に第1～第3狭帯域光が順次発せられ、これが導光されて被検体に順次照射される。

50

【 0 1 0 6 】

ここで、第 1 ～ 第 3 フレームで得られる画像信号を B , G , R とすると、B は、4 6 0 ~ 4 8 0 n m の波長範囲の画像信号、G は、5 4 0 ~ 5 8 0 n m の波長範囲の画像信号、R は、5 9 0 ~ 7 0 0 n m の波長範囲の画像信号となる。

【 0 1 0 7 】

従って、信号比 B / G および R / G と、血液量および酸素飽和度との間の相関関係に基づいて、第 1 の実施形態の場合と同様にして、信号比 B / G および R / G に対応する、血液量および酸素飽和度の情報を算出することができる。

【 0 1 0 8 】

次に、第 4 の実施形態について説明する。

10

【 0 1 0 9 】

図 1 0 は、図 1 に示す内視鏡診断装置の内部構成を表す第 4 の実施形態のブロック図である。同図に示す内視鏡診断装置の光源装置 1 2 は、白色光光源 8 4 と、ハーフミラー 9 2 A および反射ミラー 9 2 B と、狭帯域フィルタ 9 4 A , 9 4 B と、レンズ 9 6 A , 9 6 B とによって構成されている。なお、同図では、説明を簡単にするために、白色光画像の撮像に関する部分は省略している。

【 0 1 1 0 】

白色光光源 8 4 は、図 9 に示す第 3 の実施形態の場合と同様のものであって、白色光光源 8 4 から発せられる白色光は、ハーフミラー 9 2 A によって 2 系統の同等の白色光に分波される。ハーフミラー 9 2 A を透過する白色光は狭帯域フィルタ 9 4 A に入射される。一方、ハーフミラー 9 2 A によって図中 9 0 ° 下方に反射された白色光は、反射ミラー 9 2 B によってさらに図中 9 0 ° 右側に反射され、狭帯域フィルタ 9 4 B に入射される。

20

【 0 1 1 1 】

狭帯域フィルタ 9 4 A , 9 4 B は、それぞれ、入射される白色光をフィルタリングして、4 6 0 ~ 4 8 0 n m の波長範囲の狭帯域光、および、5 4 0 ~ 7 0 0 n m の波長範囲の狭帯域光を通過させるバンドパスフィルタである。

【 0 1 1 2 】

光源装置 1 2 では、白色光光源 8 4 から発せられる白色光が、ハーフミラー 9 2 A および反射ミラー 9 2 B により 2 系統の同等の白色光に分波され、狭帯域フィルタ 9 4 A , 9 4 B を経てフィルタリングされた後、レンズ 9 6 A , 9 6 B で集光され、コネクタ部 3 2 A に伝送される。

30

【 0 1 1 3 】

内視鏡装置 1 4 は、撮像素子 5 2 がカラー CCD イメージセンサである点を除いて、図 9 に示す第 3 の実施形態の場合と同様である。

【 0 1 1 4 】

光源装置 1 2 から発せられる 2 系統の光は、それぞれ対応する光ファイバ 4 4 A および 4 4 C によってスコープ先端部 3 8 まで導かれ、被検体の被観察領域に照射される。

【 0 1 1 5 】

プロセッサ装置 1 6 の構成は、第 1 の実施形態の場合と同様である。

【 0 1 1 6 】

次に、第 4 の実施形態の内視鏡診断装置の動作を説明する。

40

【 0 1 1 7 】

酸素飽和度観察モードでは、光源装置 1 2 から、4 6 0 ~ 4 8 0 n m の波長範囲の狭帯域光と、5 4 0 ~ 5 8 0 n m の波長範囲の狭帯域光の、2 種の狭帯域光が同時に発せられ、これらが導光されて被検体に同時に照射される。そして、被検体からの反射光が、撮像素子 5 2 であるカラー CCD イメージセンサにより撮像信号に変換された後、A / D 変換器 6 2 により画像信号に変換される。

【 0 1 1 8 】

ここで、A / D 変換後の画像信号を B , G , R とすると、B は、4 6 0 ~ 4 8 0 n m の波長範囲の画像信号、G は、主として 5 4 0 ~ 5 8 0 n m の波長範囲の画像信号、R は、

50

590～700nmの波長範囲の画像信号となる。

【0119】

従って、信号比 B/G および R/G と、血液量および酸素飽和度との間の相関関係に基づいて、第1の実施形態の場合と同様にして、信号比 B/G および R/G に対応する、血液量および酸素飽和度の情報を算出することができる。

【0120】

次に、第5の実施形態について説明する。

【0121】

第5の実施形態は、狭帯域フィルタ86の特性が異なることを除いて、図9に示す第3の実施形態と同様の構成のものである。第5の実施形態の内視鏡診断装置の光源装置14において、狭帯域フィルタ86の第1～第3光透過部は、白色光光源84から発せられる白色光から、530～550nmの第1狭帯域光、555～565nmの第2狭帯域光、590～700nmの狭帯域光を透過させるものである。

【0122】

回転制御部88は、酸素飽和度観察モードの場合に、第1～第3フレームにおいて、1フレーム毎に、第1～第3光透過部が順次光路内に挿入されるように狭帯域フィルタ86の回転を制御する。つまり、1フレーム毎に、第1～第3狭帯域光が順次透過される。

【0123】

次に、第5の実施形態の内視鏡診断装置の動作を説明する。

【0124】

酸素飽和度観察モードの動作は、第3の実施形態の場合と同様である。ここで、第1～第3フレームで得られる画像信号を $G1$ 、 $G2$ 、 R とすると、 $G1$ は、530～550nmの波長範囲の画像信号、 $G2$ は、555～565nmの波長範囲の画像信号、 R は、590～700nmの波長範囲の画像信号である。また、 $G1$ および $R2$ は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する2つの波長範囲の反射光に対応する画像信号であり、 $G2$ は、吸光係数が変化しない1つの波長範囲の反射光に対応する画像信号である。従って、信号比 $G1/G2$ の値が酸素飽和度および血液量に依存して変化し、信号比 $R/G2$ の値が主に血液量に依存して変化する。

【0125】

従って、第1の実施形態における2つの信号比 $B1/G2$ および $R/G2$ を、それぞれ、信号比 $G1/G2$ および $R/G2$ に置き換えることによって、信号比 $G1/G2$ および $R/G2$ と、血液量および酸素飽和度との間の相関関係に基づいて、第1の実施形態の場合と同様にして、信号比 $G1/G2$ および $R/G2$ に対応する、血液量および酸素飽和度の情報を算出することができる。

【0126】

なお、内視鏡装置は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する2つの波長範囲の反射光および吸光係数が変化しない1つの波長範囲の反射光を含む、460～700nmの波長範囲の異なる3つ以上の反射光に対応する画像信号を取得することができる。光源の種類（レーザ光源、白色光光源、レーザ光源および蛍光体の組合せ、など）および波長、撮像素子の種別（カラーもしくはモノクロ）、照明光の照射パターン（1フレーム毎、複数フレームを1組とする、など）、照明光学系の形態（1灯、2灯、4灯、など）等の組合せは、必要に応じて適宜変更することができる。

【0127】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

【0128】

10 内視鏡診断装置

12 光源装置

10

20

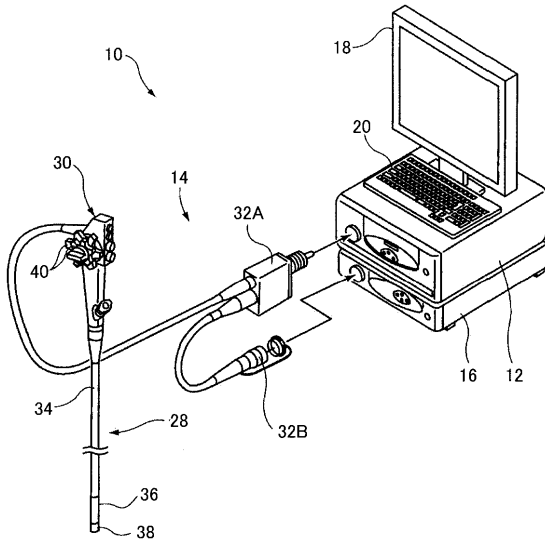
30

40

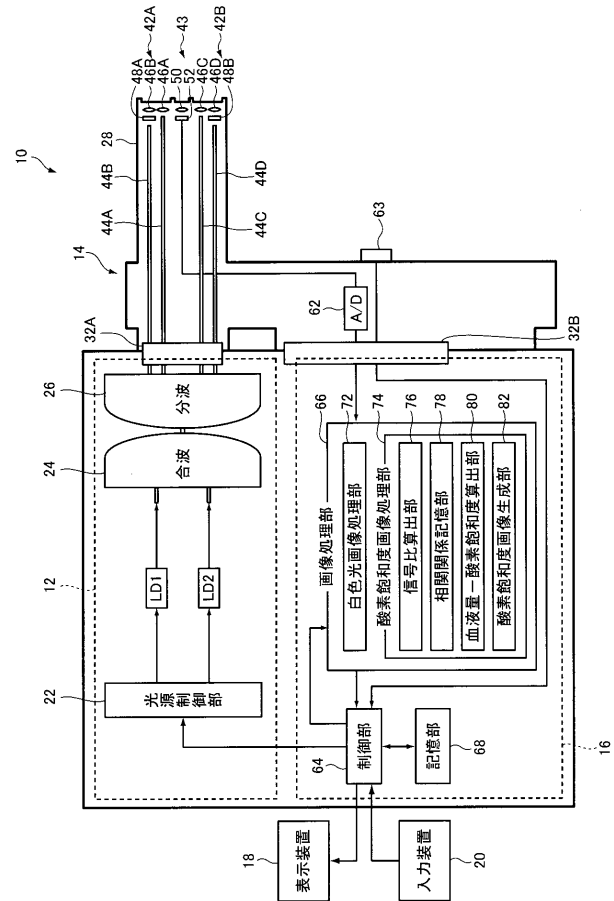
50

| | | |
|---------------------|----------------|----|
| 1 4 | 内視鏡装置 | |
| 1 6 | プロセッサ装置 | |
| 1 8 | 表示装置 | |
| 2 0 | 入力装置 | |
| 2 2 | 光源制御部 | |
| L D 1 , L D 2 | レーザ光源 | |
| 2 4 | コンバイナ | |
| 2 6 | カブラ | |
| 2 8 | 内視鏡スコープ | |
| 3 0 | 操作部 | 10 |
| 3 2 A , 3 2 B | コネクタ部 | |
| 3 4 | 軟性部 | |
| 3 6 | 湾曲部 | |
| 3 8 | スコープ先端部 | |
| 4 0 | アングルノブ | |
| 4 2 A , 4 2 B | 照明窓 | |
| 4 3 | 観察窓 | |
| 4 4 A ~ 4 4 D | 光ファイバ | |
| 4 6 A ~ 4 6 D | レンズ | |
| 4 8 A , 4 8 B | 蛍光体 | 20 |
| 5 0 | 対物レンズユニット | |
| 5 2 | 撮像素子 | |
| 5 4 , 5 6 , 5 8 | カラーフィルタ | |
| 6 0 | スコープケーブル | |
| 6 2 | A / D 変換器 | |
| 6 3 | 切り替えスイッチ | |
| 6 4 | 制御部 | |
| 6 6 | 画像処理部 | |
| 6 8 | 記憶部 | |
| 7 0 | 還元ヘモグロビン | 30 |
| 7 1 | 酸化ヘモグロビン | |
| 7 2 | 白色光画像処理部 | |
| 7 4 | 酸素飽和度画像処理部 | |
| 7 6 | 信号比算出部 | |
| 7 8 | 相関関係記憶部 | |
| 8 0 | 血液量 - 酸素飽和度算出部 | |
| 8 2 | 酸素飽和度画像生成部 | |
| 8 4 | 白色光光源 | |
| 8 6 , 9 4 A , 9 4 B | 狭帯域フィルタ | |
| 8 8 | 回転制御部 | 40 |
| 9 0 , 9 6 A , 9 6 B | レンズ | |
| 9 2 A | ハーフミラー | |
| 9 2 B | 反射ミラー | |

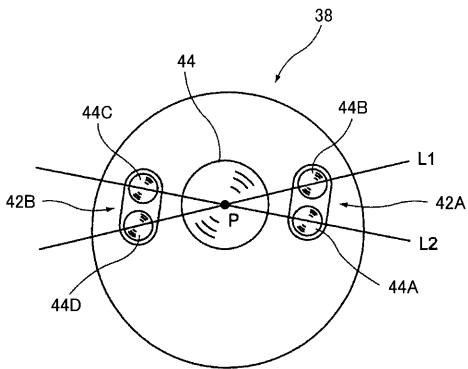
【図 1】



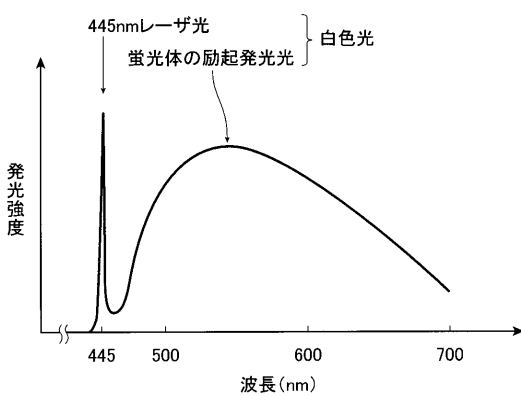
【図 2】



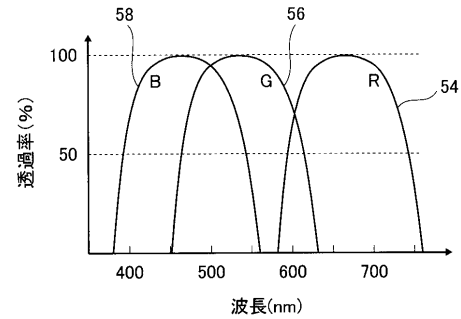
【図 3】



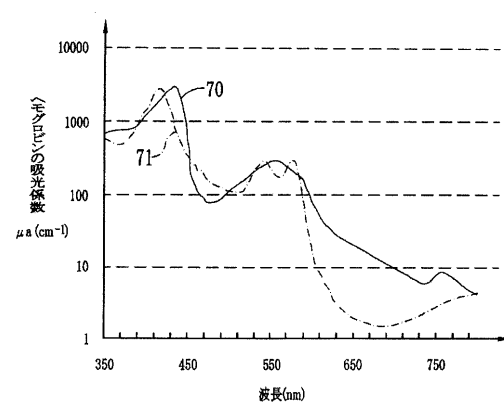
【図 4】



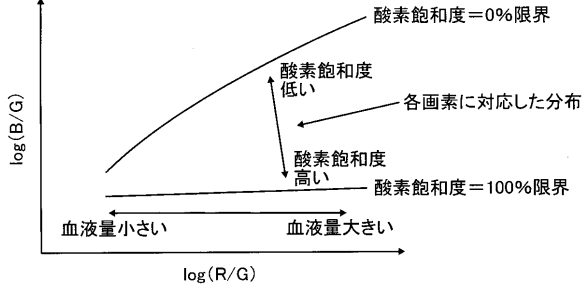
【図 5】



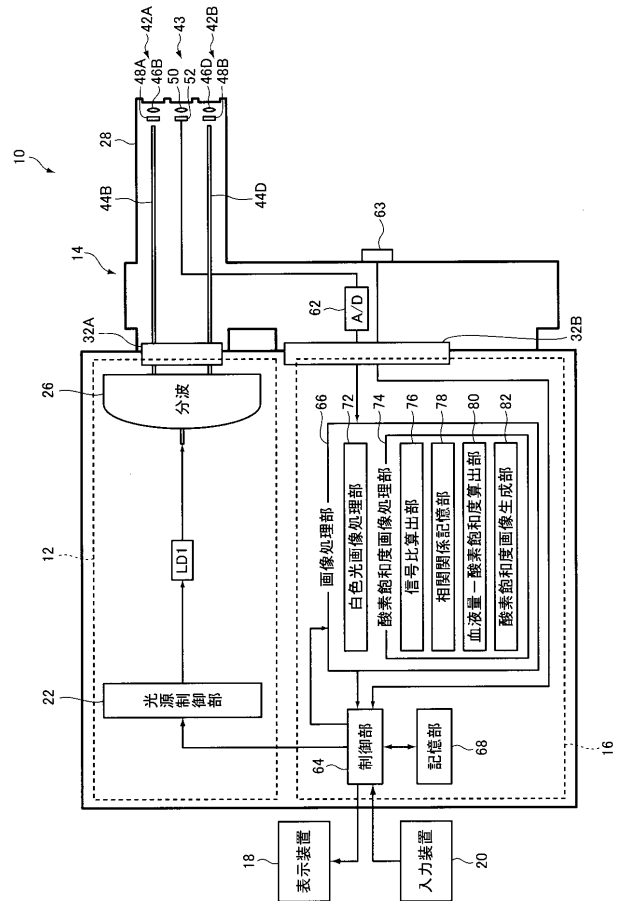
【図 6】



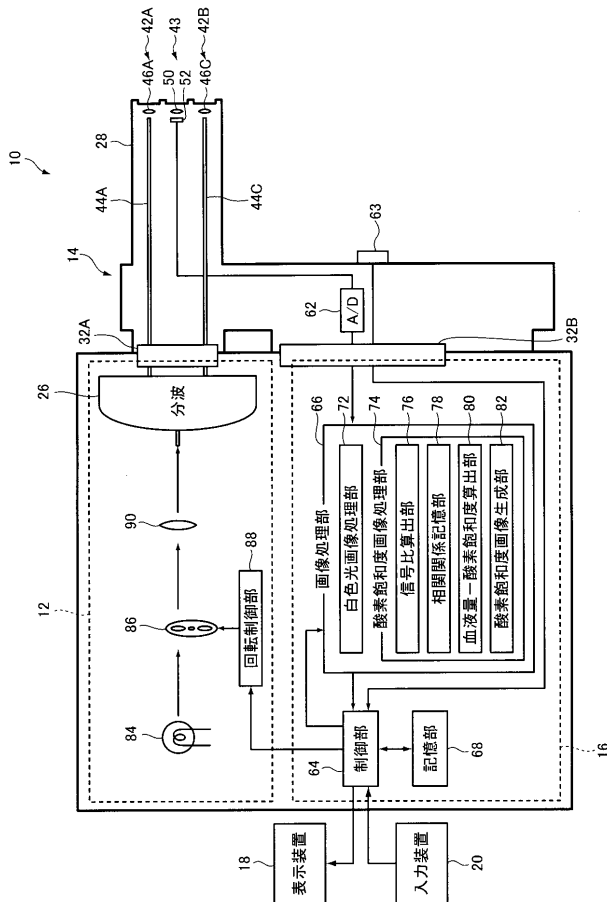
【図 7】



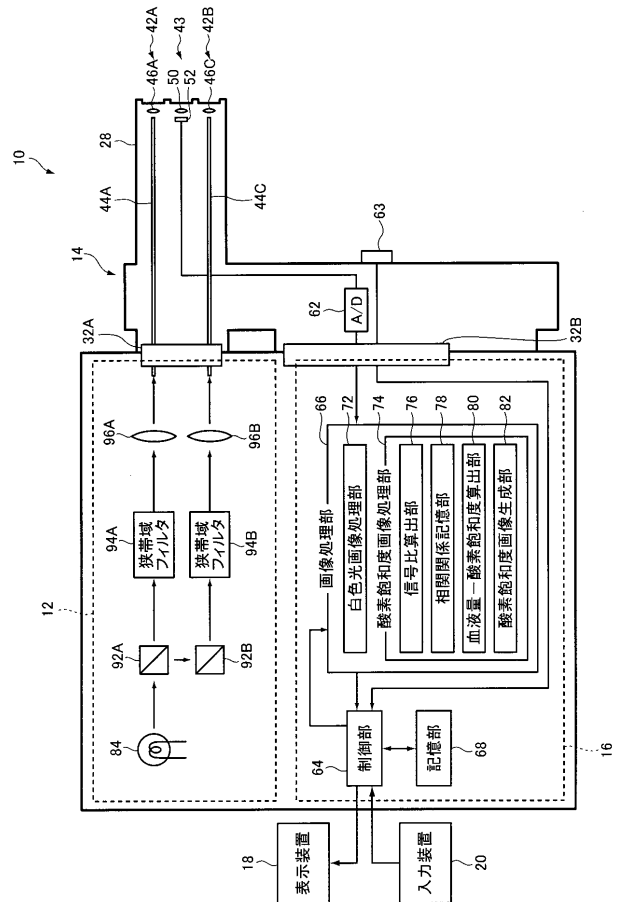
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

| | | | | | | | | | | | |
|-----------|-------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| F ターム(参考) | 4C061 | CC06 | FF40 | FF46 | FF47 | HH51 | LL02 | MM01 | MM02 | MM05 | NN01 |
| | | NN05 | QQ02 | QQ04 | QQ07 | QQ09 | RR04 | RR14 | RR18 | RR26 | WW08 |
| | 4C161 | CC06 | FF40 | FF46 | FF47 | HH51 | LL02 | MM01 | MM02 | MM05 | NN01 |
| | | NN05 | QQ02 | QQ04 | QQ07 | QQ09 | RR04 | RR14 | RR18 | RR26 | WW08 |

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2012100800A | 公开(公告)日 | 2012-05-31 |
| 申请号 | JP2010250562 | 申请日 | 2010-11-09 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 齋藤孝明 | | |
| 发明人 | 齋藤 孝明 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B1/04 | | |
| CPC分类号 | A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/07 A61B5/14551 A61B5/1459 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/07.735 A61B1/07.736 | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM01 4C061/MM02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW08 | | |
| 代理人(译) | 伊藤英明 | | |
| 其他公开文献 | JP5231511B2 JP2012100800A5 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜诊断设备，其能够考虑血管深度和血容量的影响而准确地计算氧饱和度，并且将氧饱和度的分布显示为伪彩色图像。内窥镜诊断装置向被检体照射照明光，并利用图像传感器对反射光进行成像，并且具有两个波长范围，在该两个波长范围中吸收系数根据血红蛋白的氧饱和度而变化。在吸收系数不变的一个波长范围内，从460到700nm的三个或更多个不同的波长范围包括与反射光相对应的第一和第二图像信号以及与反射光相对应的第三图像信号。内窥镜装置，处理器装置，该内窥镜装置基于所获取的图像信号来获取与反射光对应的图像信号，该处理器装置计算出被检者的血容量和血红蛋白的氧饱和度以及氧饱和度的信息。以及一种基于该信息将氧饱和度分布显示为伪彩色图像的图像显示装置。[选择图]图2

