

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5496075号
(P5496075)

(45) 発行日 平成26年5月21日(2014.5.21)

(24) 登録日 平成26年3月14日(2014.3.14)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A
A 6 1 B	5/1459	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 2 1

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-289626 (P2010-289626)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月27日(2010.12.27)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-135431 (P2012-135431A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年7月19日(2012.7.19)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成25年6月17日(2013.6.17)		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	山本 拓明
			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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

白色光を発する白色光光源と、
 所定の波長範囲の第1狭帯域光を発する第1狭帯域光光源と、
 前記第1狭帯域光とは異なる波長範囲の第2狭帯域光を発する第2狭帯域光光源と、
 前記白色光光源、前記第1および第2狭帯域光光源をそれぞれ個別にオンオフ制御および光量制御する光源制御部と、

通常光観察モードの場合に、被検体に照射される前記白色光の該被検体からの反射光を受光して通常光画像を撮像し、狭帯域光観察モードの場合に、前記被検体に第1発光比率で照射される前記白色光および前記第1狭帯域光の該被検体からの反射光を受光して血管観察用の狭帯域光画像を撮像し、酸素飽和度観察モードの場合に、前記被検体に照射される前記第2狭帯域光の該被検体からの反射光を受光して酸素飽和度観察用の狭帯域光画像を撮像する撮像素子と、

前記狭帯域光観察モードと前記酸素飽和度観察モードとをこの順序で交互に切り替えて、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度観察用の狭帯域光画像とを時分割で交互に撮像するように制御する制御部と、

前記血管観察用の狭帯域光画像および前記酸素飽和度観察用の狭帯域光画像に基づいて、前記被検体の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、該酸素飽和度の分布を表示する酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、

前記血管観察用の狭帯域光画像および前記酸素飽和度画像を同時に表示する表示装置と

10

20

を備えていることを特徴とする内視鏡診断装置。

【請求項 2】

前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記合成画像を表示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】

前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを並べた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記合成画像を表示するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

10

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記白色光および前記第 1 狭帯域光を前記第 1 発光比率で前記被検体に照射する第 1 照射モードと、前記第 1 狭帯域光が前記血管観察用の狭帯域光画像に与える影響を無視できるまで該第 1 狭帯域光の発光量を低減した第 2 発光比率で前記被検体に照射する第 2 照射モードとを交互に切り替えるように制御し、

前記撮像素子は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記第 1 照射モードの時に前記血管観察用の狭帯域光画像、前記第 2 照射モードの時に前記通常光画像を交互に撮像するものである請求項 1 に記載の内視鏡診断装置。

20

【請求項 5】

前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記通常光画像と前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記合成画像を表示するものである請求項 4 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 6】

前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記通常光画像と前記合成画像とを並べて表示するものである請求項 4 に記載の内視鏡診断装置。

30

【請求項 7】

前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記通常光画像と前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを並べた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記合成画像を表示するものである請求項 4 に記載の内視鏡診断装置。

【請求項 8】

前記第 1 狭帯域光は、 $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長範囲の光であり、前記第 2 狭帯域光は、 $473\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長範囲の光である請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

【請求項 9】

前記白色光光源は、所定の波長範囲の第 3 狭帯域光を発する第 3 狭帯域光光源と、該第 3 狭帯域光が照射されることによって励起発光光を発し、該第 3 狭帯域光と該励起発光光とで疑似白色光を生成する蛍光体とを有する請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の内視鏡診断装置。

40

【請求項 10】

前記第 3 狭帯域光は、 $445 \pm 10\text{ nm}$ の波長範囲の光である請求項 9 に記載の内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、特殊光観察として、血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度観察用の狭帯域光画像とを同時に撮像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】

従来、光源装置から発せられる白色光（通常光）を内視鏡先端部まで導光して被検体の被観察領域に照射し、その反射光を撮像して通常光画像（白色光画像）を取得し、通常光観察（白色光観察）を行う内視鏡装置が用いられている。これに対し、近年では、通常光観察に加えて、所定の波長範囲の狭帯域光（特殊光）を被検体の被観察領域に照射し、その反射光等を撮像して特殊光画像を取得し、特殊光観察を行う内視鏡装置が活用されている。

10

【0003】

特殊光観察を行う内視鏡装置では、例えば、被検体体腔内の粘膜層あるいは粘膜下層に発生する新生血管の微細構造、病変部の強調等、通常の観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。例えば、観察対象が癌病変部である場合、青色の狭帯域光を粘膜組織に照射すると組織表層の微細血管や微細構造の状態がより詳細に観察できるため、病変部をより正確に診断することができる。

【0004】

内視鏡観察において、例えば、通常光画像、血管走行画像（血管観察用の狭帯域光画像）、病変部・血管の酸素飽和度画像を切り替えて比較表示することは、病変部の診断能を向上する上で効果的である。特許文献1には、色分離フィルタを有するCCD（Charge Coupled Device）などの撮像素子と、これとは別の分離透過特性を有する回転フィルタとを組み合わせることにより、例えば、通常光画像と血管走行画像、あるいは、通常光画像と酸素飽和度画像とを切り替えて表示する電子内視鏡装置が開示されている。

20

【0005】

まず、図13に示す概念図を参照して、通常光画像と血管走行画像とを切り替えて表示する特許文献1に開示の電子内視鏡装置について説明する。

【0006】

通常光画像を観察する場合には、ランプから発せられる、可視光域から赤外光域までの波長領域の光のうち、赤外カットフィルタにより赤外光域の波長がカットされ、可視光域の光のみが被検体に照射される。そして、被検体からの反射光が、シアン（Cy）、緑（G）、黄（Ye）、赤外（IR）の各色の光を透過する分光透過特性を有する色フィルタを有する撮像素子でCy、G、Yeに同時に色分離されて撮像され、通常光画像（カラー表示）のビデオ信号が生成される。

30

【0007】

一方、血管走行画像を観察する場合には、ランプから発せられる、可視光域から赤外光域までの波長領域の光が、回転フィルタにより、順次、赤外光域を3分割したIR1、IR2、IR3の波長領域の光とされ、被検体に順次照射される。そして、被検体からの反射光が撮像素子で順次撮像され、IR1、IR2、IR3が青（B）、緑（G）、赤（R）の各チャンネルBch、Gch、Rchに割り当てられて合成され、血管走行画像（疑似カラー表示）のビデオ信号が生成される。

40

【0008】

続いて、図14に示す概念図を参照して、通常光画像と酸素飽和度画像とを切り替えて表示する特許文献1に開示の電子内視鏡装置について説明する。

【0009】

通常光画像を観察する場合の作用は、通常光画像と血管走行画像とを切り替えて表示する電子内視鏡装置の場合と同じである。

【0010】

一方、酸素飽和度画像を観察する場合には、ランプから発せられる可視光域の光が、回転フィルタにより、順次、緑色光域を3分割したG1、G2、G3の波長領域の光とされ、被検体に順次照射される。そして、被検体からの反射光が撮像素子で順次撮像され、G

50

1, G2, G3がB, G, Rの各チャンネルBch、Gch、Rchに割り当てられて合成され、酸素飽和度画像（疑似カラー表示）のビデオ信号が生成される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開平1-43228号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

特許文献1の手法では、通常光画像と血管走行画像、もしくは、通常光画像と酸素飽和度画像とを切り替えるために、回転フィルタを切り替える必要があるため、通常光画像と血管走行画像、もしくは、通常光画像と酸素飽和度画像とを同時に撮像し、表示することができない。また、血管走行画像と酸素飽和度画像を撮像する装置は異なる装置であるため、血管走行画像と酸素飽和度画像を同時に表示することもできない。

10

【0013】

さらに、特許文献1の手法では、血管走行画像の撮像に赤外光を使っているため、粘膜下の血管しか観察することができず、病変部の診断上、重要な表層血管の観察ができない、等の問題点がある。

【0014】

本発明の目的は、表層から中層の血管を観察することができる血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度画像、さらには、通常光画像を同時に撮像し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。

20

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記目的を達成するために、本発明は、白色光を発する白色光光源と、
 所定の波長範囲の第1狭帯域光を発する第1狭帯域光光源と、
 前記第1狭帯域光とは異なる波長範囲の第2狭帯域光を発する第2狭帯域光光源と、
 前記白色光光源、前記第1および第2狭帯域光光源をそれぞれ個別にオンオフ制御および光量制御する光源制御部と、

通常光観察モードの場合に、被検体に照射される前記白色光の該被検体からの反射光を受光して通常光画像を撮像し、狭帯域光観察モードの場合に、前記被検体に第1発光比率で照射される前記白色光および前記第1狭帯域光の該被検体からの反射光を受光して血管観察用の狭帯域光画像を撮像し、酸素飽和度観察モードの場合に、前記被検体に照射される前記第2狭帯域光の該被検体からの反射光を受光して酸素飽和度観察用の狭帯域光画像を撮像する撮像素子と、

30

前記狭帯域光観察モードと前記酸素飽和度観察モードとをこの順序で交互に切り替えて、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度観察用の狭帯域光画像とを時分割で交互に撮像するように制御する制御部と、

前記血管観察用の狭帯域光画像および前記酸素飽和度観察用の狭帯域光画像に基づいて、前記被検体の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、該酸素飽和度の分布を表示する酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、

40

前記血管観察用の狭帯域光画像および前記酸素飽和度画像を同時に表示する表示装置とを備えてい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。

【0016】

ここで、前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記合成画像を表示するものであることが好ましい。

【0017】

また、前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを並べた合成画像を生成し、

50

前記表示装置は、前記合成画像を表示するものであることが好ましい。

【0018】

また、前記光源制御部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記白色光および前記第1狭帯域光を前記第1発光比率で前記被検体に照射する第1照射モードと、前記第1狭帯域光が前記血管観察用の狭帯域光画像に与える影響を無視できるまで該第1狭帯域光の発光量を低減した第2発光比率で前記被検体に照射する第2照射モードとを交互に切り替えるように制御し、

前記撮像素子は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記第1照射モードの時に前記血管観察用の狭帯域光画像、前記第2照射モードの時に前記通常光画像を交互に撮像するものであることが好ましい。

10

【0019】

また、前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記通常光画像と前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記合成画像を表示するものであることが好ましい。

【0020】

また、前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記通常光画像と前記合成画像とを並べて表示するものであることが好ましい。

【0021】

また、前記画像処理部は、前記狭帯域光観察モードの場合に、前記通常光画像と前記血管観察用の狭帯域光画像と前記酸素飽和度画像とを並べた合成画像を生成し、

前記表示装置は、前記合成画像を表示するものであることが好ましい。

20

【0022】

また、前記第1狭帯域光は、 $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長範囲の光であり、前記第2狭帯域光は、 $473\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長範囲の光であることが好ましい。

【0023】

また、前記白色光光源は、所定の波長範囲の第3狭帯域光を発する第3狭帯域光光源と、該第3狭帯域光が照射されることによって励起発光光を発し、該第3狭帯域光と該励起発光光とで疑似白色光を生成する蛍光体とを有することが好ましい。

30

【0024】

また、前記第3狭帯域光は、 $445 \pm 10\text{ nm}$ の波長範囲の光であることが好ましい。

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度観察用の狭帯域光画像とを時分割で同時に撮像するため、血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度画像とを同時に表示することができる。また、狭帯域光観察モードの場合に、白色光と狭帯域光とを所定の発光比率で被検体に照射して血管観察用の狭帯域光画像を撮像するため、被検体の表層から中層にかけての血管を観察することができる。

【0026】

また、狭帯域光観察モードと酸素飽和度観察モードとをこの順序で交互に行うことにより、狭帯域光観察モードで撮像された血管観察用の狭帯域光画像の画像信号を酸素飽和度の算出に利用することができる。そのため、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像を撮像するだけで酸素飽和度の算出に必要な内視鏡画像を取得することができる。これにより、複数の内視鏡画像の同時観察を行う場合に、動画適正を向上させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0027】

【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ブロック図である。

【図3】図1に示す内視鏡診断装置の内視鏡挿入部の先端部の様子を表す概念図である。

50

【図4】青色レーザー光源からの青色レーザー光および青色レーザー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】中心波長405nmおよび445nmのレーザー光で蛍光体を励起した場合に蛍光体から発せられる励起発光光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図6】図1に示す内視鏡診断装置における各観察モードの場合の処理を表す概念図である。

【図7】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図8】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9】図1に示す内視鏡診断装置の作用を表す一例のフローチャートである。

10

【図10】図1に示す内視鏡診断装置の特殊光観察モードの場合の作用を表す一例の概念図である。

【図11】図1に示す内視鏡診断装置の特殊光観察モードの場合の作用を表す一例の概念図である。

【図12】図1に示す内視鏡診断装置の特殊光観察モードの場合の作用を表す一例の概念図である。

【図13】従来の内視鏡装置における各観察モードの場合の処理を表す一例の概念図である。

【図14】従来の内視鏡装置における各観察モードの場合の処理を表す一例の概念図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0028】

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。

【0029】

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ブロック図である。これらの図に示す内視鏡診断装置10は、波長範囲の異なる複数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、被検体からの反射光を撮像する内視鏡装置14と、内視鏡装置14で撮像された画像を画像処理して内視鏡画像を出力するプロセッサ装置16と、プロセッサ装置16から出力される内視鏡画像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。

30

【0030】

ここで、内視鏡診断装置10は、通常光を被検体に照射し、その反射光を撮像して通常光画像を表示（観察）する通常光観察モードと、特殊光を被検体に照射し、その反射光を撮像して特殊光画像（血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度画像）を表示する特殊光観察モード（狭帯域光観察モード、酸素飽和度観察モード）とを有する。各観察モードは、内視鏡装置14の切り替えスイッチ66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。

【0031】

40

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ー光を発する3種のレーザー光源LD1、LD2、LD3と、コンバイナ（合波器）24と、カプラ（分波器）26とによって構成されている。

【0032】

本実施形態において、レーザー光源LD1、LD2、LD3からは、それぞれ、中心波長が異なる405nm、445nm、473nmである、所定の波長範囲（例えば、中心波長±10nm）の狭帯域光が発せられる。レーザー光源LD1は血管観察用の狭帯域光画像を撮像するための光源、レーザー光源LD2は、通常光画像を撮像するために、通常光観察用の励起光を発生して、後述する蛍光体から白色光（疑似白色光）を発生させるための光源であり、レーザー光源LD3は、酸素飽和度画像を生成するために、酸素飽和度観察用の

50

狭帯域光画像を撮像するための光源である。

【0033】

酸素飽和度観察用の狭帯域光である中心波長473nmのレーザ光は、この波長範囲における血液の吸収が酸素飽和度の変化に対応して変化するため、この波長のレーザ光を使用することで酸素飽和度の変化を観察することができる。

【0034】

なお、白色光を発生するための白色光光源（通常光光源）は、励起光および蛍光体の組合せに限定されず、白色光を発生するものであればよく、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、白色LED（発光ダイオード）などを利用することもできる。また、レーザ光源LD1～LD3から発せられるレーザ光の波長は上記に限定されず、同様の役割を果たす波長のレーザ光を適宜選択することができる。

10

【0035】

レーザ光源LD1～LD3は、後述するプロセッサ装置16の制御部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～LD3の発光のタイミングや光量比率は変更自在になっている。

【0036】

レーザ光源LD1～LD3としては、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GaAs系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0037】

光源制御部22は、通常光観察モードの場合、レーザ光源LD1、LD3を消灯、レーザ光源LD2を点灯する。また、光源制御部22は、特殊光観察モードの場合、例えば、1フレーム時間毎に、狭帯域光観察モード、酸素飽和度観察モードの順序で観察モードを順次切り替える。なお、1フレーム時間毎に限らず複数フレーム毎に切り替えてもよい。光源制御部22は、狭帯域光観察モードの場合、レーザ光源LD1、LD2を点灯、レーザ光源LD3を消灯し、酸素飽和度観察モードの場合、レーザ光源LD1、LD2を消灯、レーザ光源LD3を点灯する。

20

【0038】

各レーザ光源LD1～LD3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、コンバイナ24により合波され、カプラ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。コンバイナ24およびカプラ26は、ハーフミラー、反射ミラー等によって構成される。なお、これに限らず、コンバイナ24およびカプラ26を用いずに、各レーザ光源LD1～LD3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。

30

【0039】

続いて、内視鏡装置14は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から4系統（4灯）の照明光を出射する照明光学系と、被観察領域の内視鏡画像を撮像する1系統（1眼）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、内視鏡挿入部28と、内視鏡挿入部28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とを備える。

40

【0040】

内視鏡挿入部28は、可撓性を持つ軟性部34と、湾曲部36と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）38とから構成されている。

【0041】

湾曲部36は、軟性部34と先端部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、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部38を、所望の観察部位に向けることができる。

【0042】

50

内視鏡先端部 38 の先端面には、図 3 の概念図に示すように、被観察領域へ光を照射する 2 系統の照明窓 42 A, 42 B と、被観察領域からの反射光を撮像する 1 系統の観察窓 44 が配置されている。

【 0043 】

照明窓 42 A の奥には、2 系統の光ファイバ 46 A, 48 A が収納されている。光ファイバ 46 A, 48 A は、光源装置 12 からコネクタ部 32 A 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 46 A の先端部（照明窓 42 A 側）にはレンズ 50 A 等の光学系が取り付けられている。一方、光ファイバ 48 A の先端部には蛍光体 54 A が配置され、さらに蛍光体 54 A の先にレンズ 52 A 等の光学系が取り付けられている。

【 0044 】

同様に、照明窓 42 B の奥には、先端部にレンズ 50 B 等の光学系を有する光ファイバ 46 B と、先端部に蛍光体 54 B およびレンズ 52 B 等の光学系を有する光ファイバ 48 B の、2 系統の光ファイバが収納されている。

【 0045 】

ここで、内視鏡先端部 38 において、照明窓 42 A, 42 B は、図 3 に示すように、観察窓 44 を挟んでその両脇側に配置されている。そして、照明窓 42 A, 42 B 内に収納された 4 本の光ファイバ 46 A, 46 B および 48 A, 48 B は、蛍光体 54 A, 54 B を備える光ファイバ 48 A, 48 B 同士を結ぶ直線 L2 と、蛍光体を備えていない光ファイバ 46 A, 46 B 同士を結ぶ直線 L1 とが、観察窓 44 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 46 A, 46 B および 48 A, 48 B 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。

【 0046 】

蛍光体 54 A, 54 B 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。通常光観察用の励起光が蛍光体 54 A, 54 B に照射されると、蛍光体 54 A, 54 B から発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体 54 A, 54 B 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。

【 0047 】

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 54 A, 54 B 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。

【 0048 】

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, G, B 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。

【 0049 】

照明窓 42 A 側および照明窓 42 B 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 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。なお、照明窓 42 A, 42 B からそれぞれ異なる照明光を照射させることもできる。また、4 系統の照明光を出射する照明光学系を有することは必須ではなく、例えば、蛍光体有りと無しとの 2 系統の照明光を出射する照明光学系でも同等の機能を実現することができる。

【 0050 】

また、通常光観察用の励起光である中心波長 445 nm のレーザ光と、血管観察用の狭帯域光である中心波長 405 nm のレーザ光とを同時に照射する場合に両者を合波し、合

10

20

30

40

50

波したレーザ光を蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射することもできる。

【 0 0 5 1 】

図 5 は、中心波長 4 0 5 n m および 4 4 5 n m のレーザ光で蛍光体を励起した場合に蛍光体から発せられる励起発光光の発光スペクトルを示すグラフである。このグラフの縦軸は光強度 (a . u . : 任意単位)、横軸は波長 (n m) である。このグラフに示すように、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射した場合に蛍光体 5 4 A , 5 4 B から発せられる励起発光光の光強度は、中心波長 4 4 5 n m のレーザ光の場合の数分の一である。つまり、中心波長 4 4 5 n m のレーザ光と一緒に中心波長 4 0 5 n m のレーザ光を蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射したとしても、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光によって蛍光体 5 4 A , 5 4 B から励起発光光はほとんど発せられない。

10

【 0 0 5 2 】

このため、血管観察用の狭帯域光を、蛍光体無しの光ファイバで導光する必要はなく、蛍光体有りの光ファイバのみで通常光観察用の励起光と血管観察用の狭帯域光とを合波して導光することができる。

【 0 0 5 3 】

続いて、観察窓 4 4 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 5 6 等の光学系が取り付けられ、さらに対物レンズユニット 5 6 の奥には、被観察領域の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 5 8 が取り付けられている。

20

【 0 0 5 4 】

撮像素子 5 8 は、対物レンズユニット 5 6 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。撮像素子 5 8 の受光面には、可視光の約 3 7 0 ~ 7 2 0 n m の波長範囲を 3 分割する分光透過率を有する、R 色、G 色、B 色のカラーフィルタが設けられ、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。

【 0 0 5 5 】

光源装置 1 2 から光ファイバ 4 6 A , 4 6 B および 4 8 A , 4 8 B によって導光された光は、内視鏡先端部 3 8 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 5 6 により撮像素子 5 8 の受光面上に結像され、撮像素子 5 8 により光電変換されて撮像される。撮像素子 5 8 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。

30

【 0 0 5 6 】

撮像素子 5 8 から出力される内視鏡画像の撮像信号 (アナログ信号) は、スコープケーブル 6 2 を通じて A / D 変換器 6 4 に入力される。A / D 変換器 6 4 は、撮像素子 5 8 からの撮像信号 (アナログ信号) を画像信号 (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 3 2 B を介してプロセッサ装置 1 6 の画像処理部に入力される。

【 0 0 5 7 】

ここで、通常光観察モードの場合、レーザ光源 L D 2 から発せられる通常光観察用の励起光が光ファイバ 4 8 A , 4 8 B によって導光されて蛍光体 5 4 A , 5 4 B に照射され、蛍光体 5 4 A , 5 4 B から発せられる白色光が、照明窓 4 2 A , 4 2 B から被検体の被観察領域に照射される。そして、白色光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット 5 6 により集光され、撮像素子 5 8 によって通常光画像が撮像される。

40

【 0 0 5 8 】

狭帯域光観察モードの場合、通常光観察用の励起光に加えて、さらにレーザ光源 L D 1 から発せられる狭帯域光が光ファイバ 4 6 A , 4 6 B によって導光され、上記の白色光と狭帯域光とが所定の発光比率で照明窓 4 2 A , 4 2 B から被検体の被観察領域に向けて同時に照射される。そして、白色光および狭帯域光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット 5 6 により集光され、撮像素子 5 8 によって血管観察用の狭帯域光画像が撮像される。

50

【 0 0 5 9 】

酸素飽和度観察モードの場合、レーザ光源 L D 3 から発せられる狭帯域光が光ファイバ 4 6 A , 4 6 B によって導光され、照明窓 4 2 A , 4 2 B から被検体の被観察領域に向けて照射される。そして、狭帯域光が照射された被検体の被観察領域からの反射光が対物レンズユニット 5 6 により集光され、撮像素子 5 8 によって酸素飽和度観察用の狭帯域光画像が撮像される。

【 0 0 6 0 】

なお、図示はしていないが、操作部 3 0 及び内視鏡挿入部 2 8 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。

10

【 0 0 6 1 】

続いて、プロセッサ装置 1 6 は、制御部 6 8 と、画像処理部 7 0 と、記憶部 7 2 とを備えている。制御部 6 8 には、表示装置 1 8 および入力装置 2 0 が接続されている。プロセッサ装置 1 6 は、内視鏡装置 1 4 の切り替えスイッチ 6 6 や入力装置 2 0 から入力される指示に基づき、光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 を制御するとともに、内視鏡装置 1 4 から入力される画像信号（画像データ）を画像処理し、表示用画像を生成して表示装置 1 8 に出力する。

【 0 0 6 2 】

制御部 6 8 は、内視鏡装置 1 4 の切り替えスイッチ 6 6 や入力装置 2 0 からの指示、例えば、観察モード、画像表示モード等の指示に基づいて、画像処理部 7 0 および光源装置 1 2 の光源制御部 2 2 の動作を制御する。画像表示モードは、通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度画像のいずれかを表示する、2 以上の画像（通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度画像）を組み合わせて、例えば、重ね合わせた合成画像を表示する、並べた合成画像を表示する等の画像の表示形態を指定する指示である。

20

【 0 0 6 3 】

画像処理部 7 0 は、制御部 6 8 の制御の基で、観察モードおよび画像表示モードに基づき、通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度画像、合成画像の画像種別に応じて、内視鏡装置 1 4 の A / D 変換器 6 4 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 7 0 で処理された画像信号は、制御部 6 8 に送られて、制御部 6 8 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 7 2 に記憶される。

30

【 0 0 6 4 】

画像処理部 7 0 は、通常光画像処理部 7 0 A と、狭帯域光画像処理部 7 0 B と、酸素飽和度画像処理部 7 0 C と、画像合成部 8 4 とを備えている。

【 0 0 6 5 】

通常光画像処理部 7 0 A、狭帯域光画像処理部 7 0 B、酸素飽和度画像処理部 7 0 C は、それぞれ、通常光観察モード、狭帯域光観察モード、酸素飽和度観察モードの場合に、通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像の画像信号に対して、それぞれの内視鏡画像に適した所定の画像処理を施し、画像処理後の通常光画像信号、血管観察用の狭帯域光画像信号、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号を出力（生成）する。

40

【 0 0 6 6 】

図 6 の概念図に示すように、通常光画像処理部 7 0 A は、通常光観察モードの場合に、通常光画像の R , G , B の各チャンネル（画素）の画像データ（画像信号）を用いて通常光画像をカラー表示するための通常光画像信号を出力する。

【 0 0 6 7 】

狭帯域光画像処理部 7 0 B は、狭帯域光観察モードの場合に、血管観察用の狭帯域光画像の B チャンネル（ B c h ）の画像データを B チャンネルおよび G チャンネル（ G c h ）に割り当て、 G チャンネルの画像データを R チャンネル（ R c h ）に割り当てることによって、血管観察用の狭帯域光画像を疑似カラー表示するための血管観察用の狭帯域光画像

50

信号を出力する。

【0068】

酸素飽和度画像処理部70Cは、酸素飽和度観察モードの場合に、血管観察用の狭帯域光画像のGチャンネルおよびRチャンネル、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像のBチャンネルの画像信号に基づいて、信号比B/GおよびR/Gと、後述する信号比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のLUTとから被検体の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、酸素飽和度の分布を表示（例えば、疑似カラー表示）するための酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号を出力する。

【0069】

酸素飽和度画像処理部70Cは、図2に示すように、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。

【0070】

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、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像の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、血管観察用の狭帯域光画像のGチャンネルおよびRチャンネルの画像信号G、R、および、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像のBチャンネルの画像信号Bから、信号比B/GおよびR/Gを求める。

【0071】

ここで、Bは、中心波長473nmの単色照明の画像信号、Gは、蛍光体54A、54Bから発せられる励起発光のG色の約540~580nmの波長範囲の分光照明の画像信号、Rは、同R色の約590~700nmの波長範囲の分光照明の画像信号である。また、BおよびRは、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であり、Gは、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である。

【0072】

相関関係記憶部78は、例えば、図8に示すような、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、例えば、ルックアップテーブル（LUT）の形式で記憶している。この相関関係は、血管が図7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、これまでの生体の光学測定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。

【0073】

図7は、ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。このグラフの縦軸はヘモグロビンの吸光係数 μ_a (cm^{-1})、横軸は波長 (nm) である。このグラフに示すように、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7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。一般的に、図7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。

【0074】

図8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。

【0075】

10

20

30

40

50

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 B / G および R / G に対応する血液量および酸素飽和度を算出する。

【0076】

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、食道、胃、大腸等のように、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）された酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号を生成する。

10

【0077】

画像合成部 84 は、観察モードおよび画像表示モードに従って、記憶部 72 に記憶された通常光画像信号、血管観察用の狭帯域光画像信号および酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号に基づき、通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像および酸素飽和度画像から 2 以上の画像を組み合わせて合成画像を生成し、合成画像信号を出力する。画像合成部 84 は、合成画像として、2 以上の画像（通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度画像）を重ね合わせたり、並べて配置した合成画像を生成する。

【0078】

通常光画像信号、血管観察用の狭帯域光画像信号、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号、合成画像信号は、例えば、1 枚（1 フレーム）の画像を単位として記憶部 72 に記憶される。

20

【0079】

画像処理部 70 からは、通常光画像信号、血管観察用の狭帯域光画像信号、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号、合成画像信号が出力され、制御部 68 に入力される。制御部 68 により、観察モードおよび画像表示モードに従って、通常光画像信号、血管観察用の狭帯域光画像信号、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号、合成画像信号に基づき、通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度画像、合成画像のいずれかが表示装置 18 に表示される。

【0080】

次に、図 9 に示すフローチャートを参照して、内視鏡診断装置 10 の作用を説明する。

30

【0081】

まず、制御部 68 により、観察モードが、通常光観察モードかどうかの判定が行われる（ステップ S1）。

【0082】

ステップ S1 において、観察モードが通常光観察モードであると判定された場合（ステップ S1 で YES）、レーザ光源 LD1, LD3 が消灯、レーザ光源 LD2 が点灯され、光源装置 12 から 2 系統の通常光観察用の励起光（中心波長 445 nm のレーザ光）が発せられる（ステップ S2）。

【0083】

通常光観察モードの場合、内視鏡装置 14 では、通常光観察用の励起光が光ファイバ 48A, 48B によって導光されて蛍光体 54A, 54B に照射され、蛍光体 54A, 54B から発せられる白色光が被検体に照射される。そして、白色光が照射された被検体からの反射光が撮像素子 58 によって撮像され、A/D 変換器 64 から通常光画像の画像信号が出力される。

40

【0084】

プロセッサ装置 16 では、観察モードに従って、通常光画像の画像信号が画像処理部 70 の通常光画像処理部 70A に入力され、通常光画像に適した所定の画像処理（通常光画像処理）が通常光画像の画像信号に対して施され、通常光画像信号が出力される。続いて、制御部 68 の制御により、通常光画像信号に基づいて、通常光画像が表示装置 18 上に

50

表示され、必要に応じて、通常光画像信号が記憶部 7 2 に記憶される。

【 0 0 8 5 】

その後、観察モードが切り替えられると（信号切替）、ステップ S 1 へ戻る（ステップ S 3）。

【 0 0 8 6 】

一方、ステップ S 1 において、観察モードが通常光観察モードではない、つまり、特殊光観察モードであると判定された場合（ステップ S 1 で N O）、制御部 6 8 の制御により、図 1 0 の概念図に示すように、1 フレーム時間毎に、狭帯域光観察モードと酸素飽和度観察モードとがこの順序で交互に切り替えられ、血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度観察用の狭帯域光画像とが時分割で交互に撮像される。

10

【 0 0 8 7 】

まず、1 フレーム目の狭帯域光観察モードの場合には、レーザ光源 L D 1 , L D 2 が点灯、レーザ光源 L D 3 が消灯され、光源装置 1 2 から 2 系統の通常光観察用の励起光（中心波長 4 4 5 n m のレーザ光）および 2 系統の血管観察用の狭帯域光（中心波長 4 0 5 n m のレーザ光）が発せられる（ステップ S 4）。

【 0 0 8 8 】

狭帯域光観察モードの場合、内視鏡装置 1 4 では、通常光観察用の励起光に加えて、血管観察用の狭帯域光が光ファイバ 4 6 A , 4 6 B によって導光され、白色光と血管観察用の狭帯域光とが所定の発光比率で被検体に照射される。そして、白色光および血管観察用の狭帯域光が照射された被検体からの反射光が撮像素子 5 8 によって撮像され、A / D 変換器 6 4 から血管観察用の狭帯域光画像の画像信号が出力される。

20

【 0 0 8 9 】

白色光と血管観察用の狭帯域光との光量比（発光比率）は、表層血管の抽出能が両者の光量比で決まるため、各々単独での B チャンネル（画素）の画像データの比で、1 : 4 ~ 5 が望ましいが、この限りではない。また、表層血管だけを表示したい場合は、表層血管の拡大率に応じて画像上の表層血管の太さを算出し、その太さの血管のみを抽出する周波数分離の処理を行うこともできる。

【 0 0 9 0 】

プロセッサ装置 1 6 では、同様に、観察モードに従って、血管観察用の狭帯域光画像の画像信号が狭帯域光画像処理部 7 0 B に入力され、血管観察用の狭帯域光画像に適した所定の画像処理（狭帯域光画像処理）が血管観察用の狭帯域光画像の画像信号に対して施され、血管観察用の狭帯域光画像信号が出力される。血管観察用の狭帯域光画像信号は、制御部 6 8 の制御により記憶部 7 2 に記憶される。

30

【 0 0 9 1 】

狭帯域光観察モードでは、中心波長 4 0 5 n m のレーザ光と白色光とを所定の発光比率で被検体に照射することにより、被検体の表層から中層にかけての血管を観察することができる。

【 0 0 9 2 】

続いて、2 フレーム目の酸素飽和度観察モードの場合には、レーザ光源 L D 1 , L D 2 が消灯、レーザ光源 L D 3 が点灯され、光源装置 1 2 から 2 系統の酸素飽和度観察用の狭帯域光（中心波長 4 7 3 n m のレーザ光）が発せられる（ステップ S 5）。

40

【 0 0 9 3 】

酸素飽和度観察モードの場合、内視鏡装置 1 4 では、酸素飽和度観察用の狭帯域光が光ファイバ 4 6 A , 4 6 B によって導光され、被検体に照射される。そして、酸素飽和度観察用の狭帯域光が照射された被検体からの反射光が撮像素子 5 8 によって撮像され、A / D 変換器 6 4 から酸素飽和度観察用の狭帯域光画像の画像信号が出力される。

【 0 0 9 4 】

プロセッサ装置 1 6 では、同様に、観察モードに従って、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像の画像信号が酸素飽和度画像処理部 7 0 C に入力され、以下に述べる、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像に適した所定の画像処理（酸素飽和度画像処理）が酸素飽和度観察用

50

の狭帯域光画像の画像信号に対して施される。

【0095】

すなわち、酸素飽和度画像処理として、まず、信号比算出部76により、記憶部72に記憶されている1フレーム目の血管観察用の狭帯域光画像信号および2フレーム目の酸素飽和度観察用の狭帯域光画像の画像信号から血管領域が特定され、血管領域内の同じ位置の画素について、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像のB画素の画像信号Bと血管観察用の狭帯域光画像のG画素およびR画素の画像信号G、Rとから信号比B/GおよびR/Gが算出される。

【0096】

続いて、血液量 - 酸素飽和度算出部80により、相関関係記憶部72に記憶されている相関関係のLUTに基づいて、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が算出される。

10

【0097】

ここで、酸素飽和度の算出には、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と、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が必要である。

【0098】

本実施形態の酸素飽和度観察モードでは、中心波長473nmのレーザ光を照射することにより、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1つの波長範囲の反射光に対応する画像信号を得ている。

20

【0099】

従って、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もう1つの波長範囲の反射光に対応する画像信号と、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を得るために、本来であれば、さらに1フレーム時間ないし2フレーム時間が必要である。つまり、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像を取得するためには、本来、2フレーム時間ないし3フレーム時間が必要である。

【0100】

これに対し、上記のように、狭帯域光観察モードと酸素飽和度観察モードとをこの順序で交互に行うことにより、狭帯域光観察モードで撮像された血管観察用の狭帯域光画像の画像信号を酸素飽和度の算出に利用することができる。そのため、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像を撮像するだけで酸素飽和度の算出に必要な内視鏡画像を取得することができる。これにより、複数の内視鏡画像の同時観察を行う場合に、動画適正を向上させることができる。

30

【0101】

続いて、酸素飽和度画像生成部82により、選択されたカラーテーブルに基づき、血管領域内の全ての画素について、酸素飽和度に対応するカラー情報が特定されることにより、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号が出力される。酸素飽和度画像は、図6に示すように、酸素飽和度をB/G、血液濃度をR/Gとして、LUTによる酸素飽和度0~100%に対応した濃度表示をしたものである。

【0102】

40

そして、制御部68により、酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号が記憶部72に記憶される。

【0103】

また、画像合成部84により、記憶部72に記憶されている血管観察用の狭帯域光画像信号および酸素飽和度観察用の狭帯域光画像信号から、観察モードおよび画像表示モードに従って、血管観察用の狭帯域光画像および酸素飽和度画像を組み合わせて、例えば、両者を重ね合わせたり、並べて配置した合成画像信号が生成される。

【0104】

そして、制御部68により、観察モードおよび画像表示モードに応じて、合成画像信号に対応する合成画像が表示装置18上に表示され、必要に応じて記憶部72に記憶される

50

【 0 1 0 5 】

その後、観察モードが切り替えられると、ステップ S 1 へ戻る（ステップ S 7）。

【 0 1 0 6 】

内視鏡診断装置 1 0 では、血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度観察用の狭帯域光画像とを時分割で同時に撮像しているため、同一の被観察領域の内視鏡画像として、血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度画像とを重ね合わせたり、並べて同時に表示することができる。このとき、血管観察用の狭帯域光画像には表層血管の画像が抽出されているが、酸素飽和度画像は、中心波長 4 7 3 nm のレーザ光を使用しているため、酸素飽和度画像には表層から中層にかけての情報が含まれている。このため、両者を重ね合わせて表示することにより、表層血管の分布が、酸素飽和度画像上でも見分けられるようになる。

10

【 0 1 0 7 】

画像の重ね合わせ処理について、例えば、腫瘍病変に見られる新生血管は表層にあるため、血管観察用の狭帯域光画像では新生血管を含めた表層血管を抽出することができ、酸素飽和度画像と重ね合わせることで、新生血管の酸素飽和度を見分け易くなる。

【 0 1 0 8 】

なお、狭帯域光観察モードの場合に、血管観察用の狭帯域光画像に与える影響を無視できるまで、レーザ光源 L D 1 から発せられる中心波長 4 0 5 nm のレーザ光の発光量を低減することにより、実質的に通常光画像を撮像することができる。この場合、光源制御部 2 2 は、白色光および中心波長 4 0 5 nm のレーザ光を、血管観察用の狭帯域光画像を撮像するための第 1 発光比率で被検体に照射する第 1 照射モードと、中心波長 4 0 5 nm のレーザ光の発光量を低減した通常光画像を撮像するための第 2 発光比率で被検体に照射する第 2 照射モードとを交互に切り替えるように制御する。

20

【 0 1 0 9 】

そして、図 1 1 の概念図に示すように、2 フレーム時間を 1 組として、1 組目（第 1 照射モードの時）は、1 フレーム時間毎に、狭帯域光観察モード、酸素飽和度観察モードの順序で交互に切り替え、2 組目（第 2 照射モードの時）は、1 フレーム時間毎に、通常光観察モード、酸素飽和度観察モードの順序で交互に切り替える。これにより、狭帯域光観察モードの場合に、第 1 照射モードの時に血管観察用の狭帯域光画像、第 2 照射モードの時に通常光画像を撮像することができ、特殊光観察モードであっても、通常光画像、血管観察用の狭帯域光画像、酸素飽和度画像を時分割で同時に取得することができる。

30

【 0 1 1 0 】

また、図 1 2 の概念図に示すように、3 フレーム時間を 1 組として、1 フレーム毎に、通常光観察モード、狭帯域光観察モード、酸素飽和度観察モードの順序で順次切り替えることによっても同様の効果を得ることができる。

【 0 1 1 1 】

また、狭帯域光観察モードの場合に、上記のようにして通常光画像を撮像する場合、例えば、通常光画像と血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像を表示してもよいし、通常光画像と、血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度画像とを重ね合わせた合成画像とを並べて表示してもよい。また、通常光画像と血管観察用の狭帯域光画像と酸素飽和度画像とを並べて表示してもよい。

40

【 0 1 1 2 】

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 】

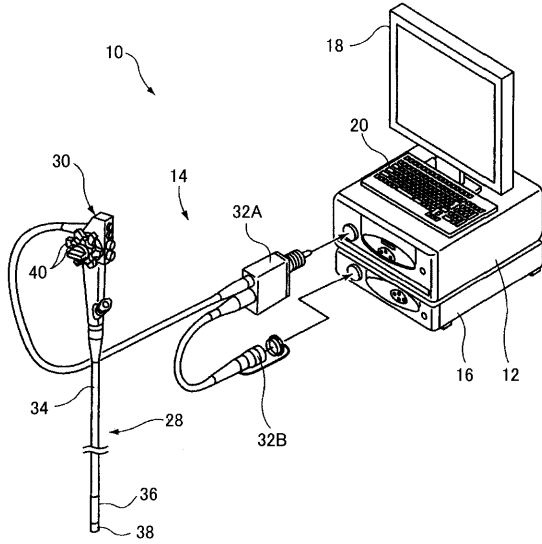
【 0 1 1 3 】

- 1 0 内視鏡診断装置
- 1 2 光源装置
- 1 4 内視鏡装置

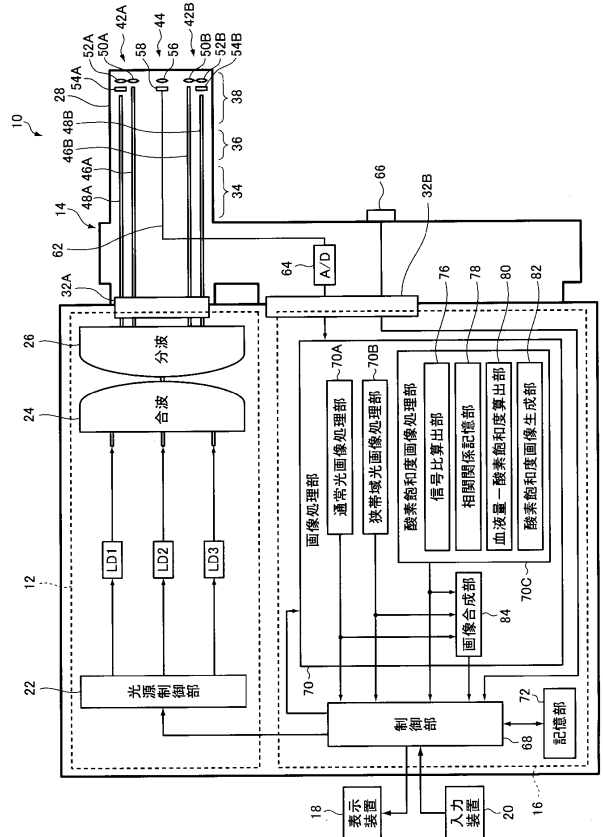
50

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	
2 4	コンバイナ	
2 6	カプラ	
2 8	内視鏡挿入部	
3 0	操作部	
3 2 A , 3 2 B	コネクタ部	
3 4	軟性部	10
3 6	湾曲部	
3 8	先端部	
4 0	アングルノブ	
4 2 A , 4 2 B	照明窓	
4 4	観察窓	
4 6 A , 4 6 B , 4 8 A , 4 8 B	光ファイバ	
5 0 A , 5 0 B , 5 2 A , 5 2 B	レンズ	
5 4 A , 5 4 B	蛍光体	
5 6	対物レンズユニット	
5 8	撮像素子	20
6 2	スコープケーブル	
6 4	A / D変換器	
6 6	切り替えスイッチ	
6 8	制御部	
7 0	画像処理部	
7 0 A	通常光画像処理部	
7 0 B	狭帯域光画像処理部	
7 0 C	酸素飽和度画像処理部	
7 2	記憶部	
7 6	信号比算出部	30
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	画像合成部	
L D 1 , L D 2 , L D 3	レーザ光源	

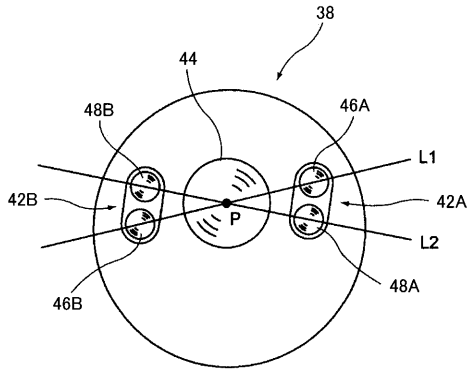
【図1】



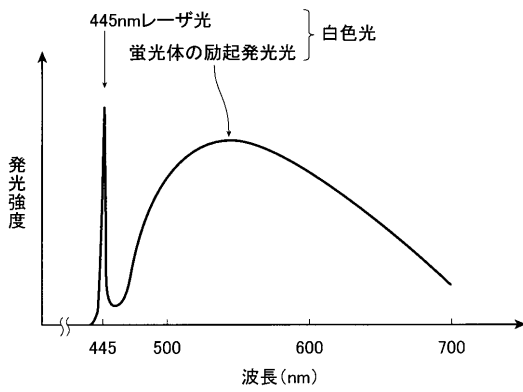
【図2】



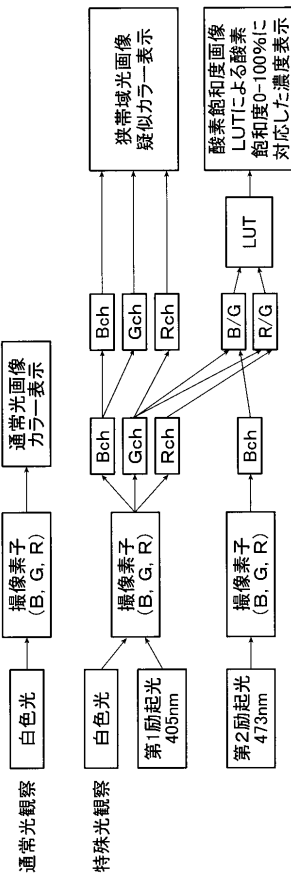
【図3】



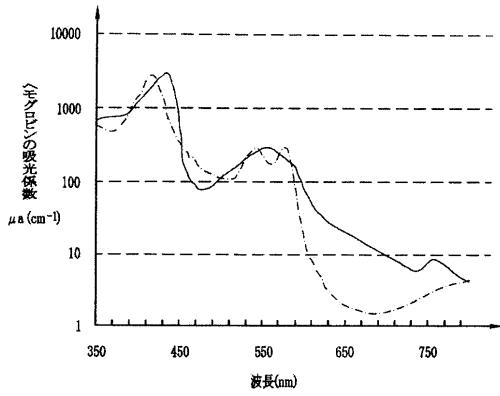
【図4】



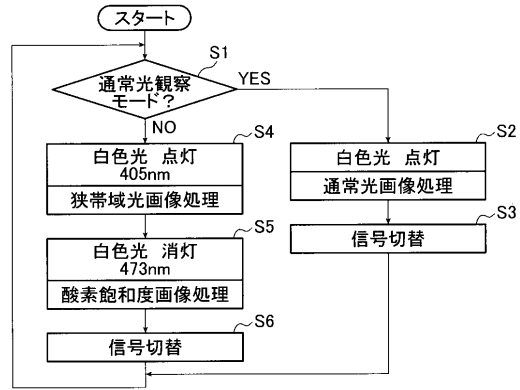
【図6】



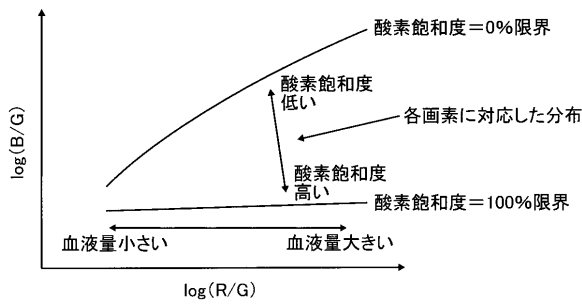
【図7】



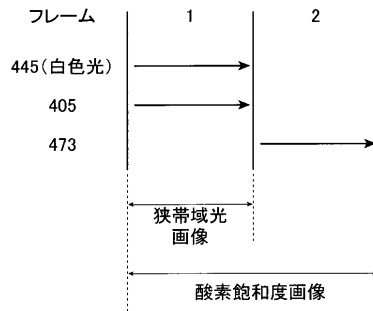
【図9】



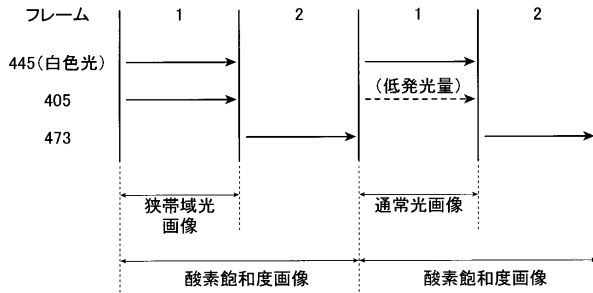
【図8】



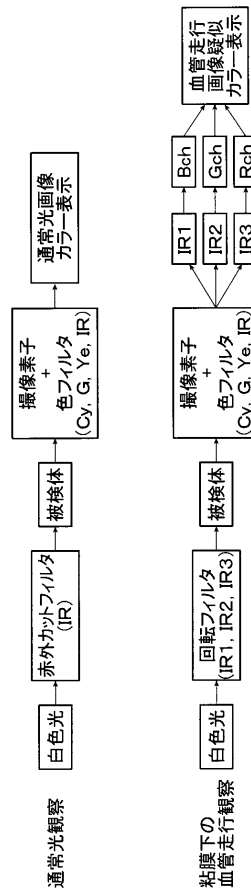
【図10】



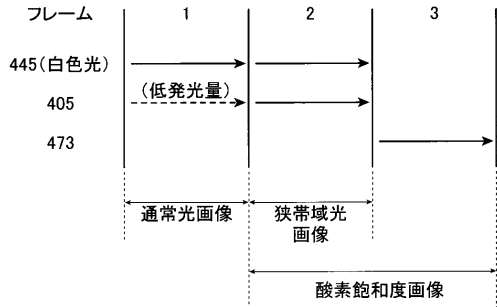
【図11】



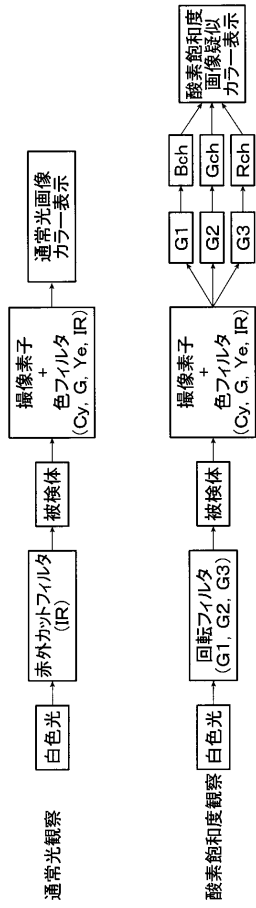
【図13】



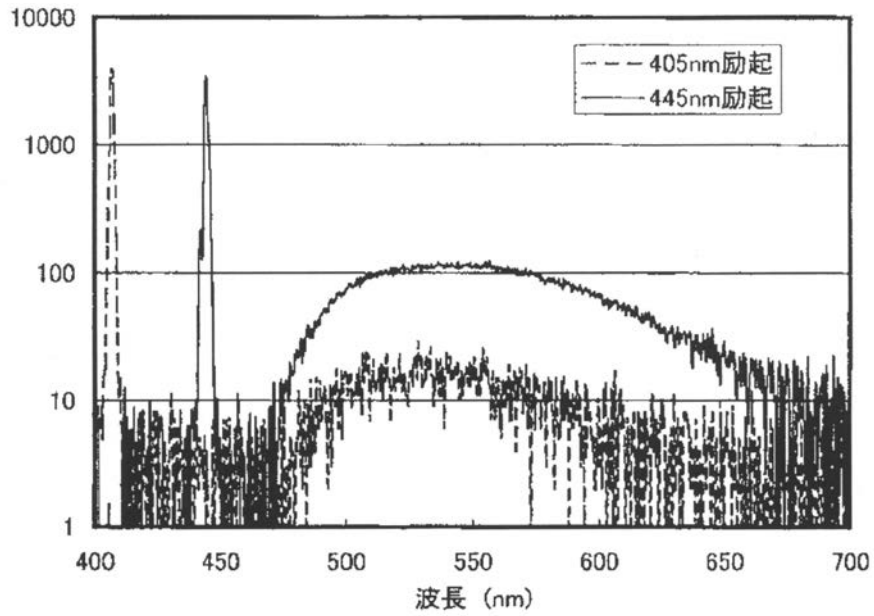
【図12】



【 図 1 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開平5 - 84218 (JP, A)
特開平1 - 217415 (JP, A)
特開平1 - 308528 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 5/1459

专利名称(译)	内窥镜诊断设备		
公开(公告)号	JP5496075B2	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	JP2010289626	申请日	2010-12-27
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B5/1459		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/063 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/155		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B5/14.321 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/045.631 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.736 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR05 4C061/RR26 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW15 4C061/WW17 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012135431A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜诊断设备，同时捕获和显示窄带光图像和氧饱和度图像，用于观察表面和中间层中的血管。解决方案：内窥镜诊断设备包括：图像拾取在窄带光观察模式中，接收以第一发射比照射在对象上的白光以及来自被第一窄带光照射的对象的反射光以观察血管以捕获窄带的装置用于观察血管的光图像，并且在氧饱和度观察模式中，接收来自被光照射的对象的第二反射窄带光，并捕获窄带光图像以观察氧饱和度；控制器，用于以时分方式交替地捕获窄带光图像和氧饱和度观察图像；图像处理器，基于用于观察血管的窄带光图像和氧饱和度，生成表示氧饱和度分布的氧饱和度图像；显示器，用于显示用于观察血管的窄带光图像和氧饱和度图像。

【图 1】

