

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5405445号
(P5405445)

(45) 発行日 平成26年2月5日 (2014.2.5)

(24) 登録日 平成25年11月8日 (2013.11.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 15 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2010-281704 (P2010-281704)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月17日 (2010.12.17)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-125501 (P2012-125501A)		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5日 (2012.7.5)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成24年6月4日 (2012.6.4)		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	山口 博司
			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】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

基準光、第1の参照光及び第2の参照光を含む互いに波長の異なる少なくとも3種の照明光を被写体となる生体に照射する照明手段と、

該照明手段によって照射される前記少なくとも3種の照明光を撮像フレーム毎に周期的に切り替える照明光切替手段と、

該照明光切替手段によって切り替えられた前記少なくとも3種の照明光が照射された被写体からの戻り光を受光して前記撮像フレーム毎に撮像する撮像手段と、

該撮像手段で撮像された撮像データから前記生体に関する生体機能情報を取得する生体情報取得手段と、を有し、

前記照明光切替手段は、同一周期において、前記照明手段による照明光の照射順を、少なくとも、前記第1の参照光、前記基準光、前記第2の参照光の順になるように、切り替え、

前記撮像手段は、前記照明手段により少なくとも、前記第1の参照光、前記基準光、前記第2の参照光の順に前記生体に照射された前記照明光の前記戻り光により、同一周期において、少なくとも、第1の参照画像の撮像データ、基準画像の撮像データ、および第2の参照画像の撮像データを順次取得し、

前記基準光は、可視光波長帯域を含む広帯域光であり、前記第1及び第2の参照光は、所定波長帯域幅を持つ狭帯域光であり、

前記生体情報取得手段は、前記広帯域光の照射により前記撮像手段から得られた前記基

準画像の撮像データから分光推定処理を行い、前記基準画像として、前記基準画像と同一周期において撮像された前記第1の参照光による前記第1の参照画像と比較する第1の基準波長画像と、同じく前記基準画像と同一周期において撮像された前記第2の参照光による前記第2の参照画像と比較する第2の基準波長画像とを同時に得、前記第1の参照画像と前記第1の基準波長画像、及び／又は前記第2の参照画像と前記第2の基準波長画像に基づいて前記生体機能情報を算出することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

前記撮像手段は、RGBカラーイメージセンサーであることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】

前記照明光切替手段は、前記照明手段により、前記基準光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光を含む互いに波長の異なる少なくとも3種の照明光を前記被写体となる生体に順次照射する際、前記基準光の前記照射順が中央に位置するように切替を行うことを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【請求項4】

前記広帯域光は、所定波長の狭帯域光である励起光と、この励起光によって励起された蛍光体から発生する蛍光とからなる疑似白色光であり、

前記励起光の波長は、前記第1の参照光と前記第2の参照光との波長間に位置するものであり、

前記照明手段は、前記励起光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光をそれぞれ出射する3種の狭帯域光源を備える請求項1～3のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記照明手段は、前記励起光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光をそれぞれ出射する3種の狭帯域光源を備え、

前記励起光を出射する狭帯域光源及び蛍光体は、前記広帯域光を出射する広帯域光源を構成する請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

前記基準光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光は、それぞれ所定波長帯域幅を持つ狭帯域光であり、前記基準光の波長は、前記第1の参照光と前記第2の参照光との波長間に位置するものであり、

前記生体情報取得手段は、前記基準光による前記基準画像、前記第1の参照光による第1の参照画像及び前記第2の参照光による第2の参照画像に基づいて前記生体機能情報を算出する請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

前記照明手段は、前記基準光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光をそれぞれ出射する3種の狭帯域光源に加え、さらに、可視波長帯域を含む広帯域光を出射する広帯域光源を備える請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

さらに、前記生体機能情報を表示する表示手段と、

前記広帯域光源から出射される前記広帯域光を前記生体に照射して前記撮像手段により通常観察画像を取得する通常観察画像取得手段と、

前記表示手段は、前記生体情報取得手段により算出された前記生体機能情報を前記通常観察画像取得手段によって取得された前記通常観察画像に重ねて生体機能情報画像として表示する請求項5又は7に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

前記基準光又は前記励起光である狭帯域光を出射する狭帯域光源は、青色領域の波長の狭帯域光を出射する第1青色レーザであり、

前記第1の参照光である狭帯域光を出射する狭帯域光源は、前記第1青色レーザの発光波長域よりも長波長の青色領域から青緑色領域の波長域にある狭帯域光を出射する第2青色レーザであり、

10

20

30

40

50

前記第1の参照光である狭帯域光を出射する狭帯域光源は、前記第1青色レーザの発光波長域よりも短波長の青紫色領域から青色領域の波長域にある狭帯域光を出射する第3青色レーザである請求項5、7又は8に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

前記基準光又は前記励起光である狭帯域光の波長領域は $440 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第1の参照光である狭帯域光の波長領域は $470 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第2の参照光である狭帯域光の波長領域は $400 \pm 10 \text{ nm}$ である請求項5、7、8又は9に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記生体機能情報は、前記生体に含まれる成分、及び前記生体の構造に関する情報であり、

10

前記生体情報取得手段は、前記第1の参照光による第1の参照画像と前記基準光による前記基準画像とを比較して得られる第1の特徴量と、前記第2の参照光による第2の参照画像と前記基準画像を比較して得られる第2の特徴量とに基づいて、前記生体に含まれる成分に関する情報と前記生体の構造に関する情報とを分離して画像化する請求項1～10のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項12】

前記第1の参照光は、前記生体に含まれる成分に関する情報として前記生体の血液の酸素飽和度を取得するのに適した波長を持つ狭帯域光であり、

前記第2の参照光は、前記生体の構造に関する情報として前記生体の表層血管の情報を取得するのに適した波長を持つ狭帯域光である請求項1～11のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

20

【請求項13】

前記生体情報取得手段は、前記生体に含まれる成分に関する情報として前記生体の血液の酸素飽和度を演算し、前記生体の構造に関する情報として前記生体の血管深さ及び／又は血液量を演算するものである請求項1～12のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項14】

前記撮像手段は、少なくとも3つ以上の波長帯域を分離して撮像可能なカラー撮像素子である請求項1～13のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

【請求項15】

30

前記基準光と、前記第1及び第2の参照光とは、内視鏡先端の異なる照明口から出射され、前記生体を照明する請求項1～14のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の動きの影響の少なくして生体粘膜等の酸素飽和度等の生体機能情報を高い精度で算出することができる内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡による画像診断においては、体腔内の広い範囲の各部位を通常の白色照明光による通常光観察によるスクリーニングを行って、異常が疑われる部位を見つけ出した後、その異常が疑われる部位を正確かつ精密・詳細に観察・検査し、体腔内の癌、特に、早期癌等の病巣部位や病変部位や出血部等の異常部位を診断する精査観察や精査診断が行われている。

40

このような内視鏡による精査観察・診断（以下、診断で総称する）においては、スクリーニングにおいて見つけ出された異常が疑われる部位に近付いて、当該部位が癌等の異常部位であるかどうかを正確に診断する必要があるため、診断画像として、近接・拡大された状態で当該部位を観察し、診断する必要がある、又、当該部位の複数の特徴の生体変化を捉える必要がある、様々な波長の光を用いて複数の画像を得ることが要求される。

【0003】

50

このため、精査診断は、一般的に、拡大された対象部位の特殊光観察によって行われている。特殊光観察としては、生体組織に対する光の深さ方向の深達度が光の波長に依存することを利用して、特定の中心波長を持つ狭い波長帯域光（狭帯域光）を生体の粘膜組織に照射し、生体組織の所望の深さの組織情報、特に所定の深さの血管（表層血管（青色：B）、中層血管（緑色：G）、深層血管（赤色：R）等）の形態情報を得て、癌組織等の病巣の存在の有無を診断する狭帯域光観察や、ヘモグロビンの吸光度を利用して、B領域の狭帯域光を生体組織に照射し、血液中の酸素飽和度を測定する狭帯域光観察や、ヘモグロビンの吸光度や血液中で蛋白と結合するICG（インドシアニンググリーン）の吸光度等を利用して、近赤外光を生体組織に照射し、血液中の酸素飽和度を測定して、血管を造影する赤外光観察や、特定の、狭い波長帯域の励起光が照射された生体組織自体から発生する自家蛍光、又は、生体組織の中の癌細胞等の特定の病巣に散布された蛍光薬剤から発生する蛍光を用いて癌細胞等の病巣の存在の有無を診断する蛍光観察等が行われている。

10

【0004】

例えば、特許文献1には、反射光画像を提示する通常光観察モード、蛍光強度画像を提示するスクリーニング蛍光観察モード（第1の蛍光観察モード）、蛍光強度画像から演算によって求めた蛍光薬剤の濃度分布を提示するアンミキシング蛍光観察モード（第2の蛍光観察モード）の3つの観察モードを持ち、モード切替スイッチによって、適切な観察モードを選択することができる内視鏡システムが提案されている。

この内視鏡システムでは、光源として、キセノンランプ等の白色光源と切替RGBカラーフィルタとからなる照明光用光源、及び波長の異なるピーク波長680nm並びに700nmの励起光を出射する半導体レーザからなる2つの励起光源を用いるもので、通常のスクリーニング、すなわち、内視鏡の先端挿入部を体腔内に挿入して、観察したい部位まで導く間は、照明光用光源を用いた通常光観察モードによって撮影される。なお、このモードでは、2つの励起光源は消灯される。内視鏡の先端挿入部が観察部位に至るとスクリーニング蛍光観察モードに切り替えられ、観察対象部位の洗浄及び2種の蛍光プローブの散布が行われる。

20

【0005】

スクリーニング蛍光観察モードでは、照明光用光源と1つの励起光源とが用いられ、照明光用光源が点灯された時には、B照明光のみを観察部位に照射し、撮像素子により反射光画像（B）として撮像され、励起光源が点灯された時には、出射された励起光により観察対象に散布された2種の蛍光プローブが励起されて発生した2種類の蛍光が励起光カットフィルタを備えた撮像素子により蛍光画像として撮像され、蛍光画像と反射光画像とが重ね合わされた画像として表示ユニットに表示され、蛍光が発生していれば、アンミキシング観察モードに切り替えられる。一方、蛍光が発生していなければ、通常観察モードに切り替えられ、次の観察部位に移動する。

30

アンミキシング観察モードでは、照明光用光源と2つの励起光源とが用いられ、同様に、反射光画像と2種類の蛍光が混色した2種類の蛍光画像とが取得され、2種類の蛍光画像から各蛍光プローブの濃度情報が算出され、表示ユニットに反射光画像に重ね合わせて表示され、2種類の蛍光による濃度情報により、癌細胞の存在の有無を診断することができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-161550号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、特許文献1に開示の内視鏡システムでは、蛍光観察によるスクリーニングを行い、アンミキシング観察モードでスクリーニングで見つけられた蛍光発生部位において蛍光観察による観察対象部位の蛍光薬剤の濃度を可視化して精査診断を行うものである。

50

ここで行われるアンミキシング観察モードでの精査観察では、照明光用光源と2つの第1及び第2励起光源とを順番に切り替えて、それぞれB反射光画像情報、第1蛍光画像情報及び第2蛍光画像情報を取得し、第1及び第2蛍光画像情報を用いて濃度情報を演算して蛍光観察するものに過ぎない。

このため、蛍光観察に加えて、さらに、その他の特殊光観察、例えば、血管の深さ情報や、血液量等の情報や、酸素飽和度の情報など生体機能情報の算出のための狭帯域光観察と組み合わせた場合に、さらに多くの狭帯域光を照射する必要があるため、生体機能情報の算出が、被検体の動きに影響され易く、正確な生体機能情報を得ることができないという問題があった。

【0008】

本発明の目的は、複数の波長の照明光を順次切り替えて照射して得られた分光画像に基づいて、生体粘膜等の酸素飽和度等の生体機能情報を、被検写体の動きの影響を少なくして、正確かつ高い精度で演算することができ、高精度な生体機能情報を算出することができ、酸素飽和度などの生体機能を正確かつ高い精度で可視化することができ、高精度な精査診断が可能な診断画像を得ることができる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡装置は、基準光、第1の参照光及び第2の参照光を含む互いに波長の異なる少なくとも3種の照明光を被写体となる生体に照射する照明手段と、該照明手段によって照射される前記少なくとも3種の照明光を撮像フレーム毎に周期的に切り替える照明光切替手段と、該照明光切替手段によって切り替えられた前記少なくとも3種の照明光が照射された被写体からの戻り光を受光して前記撮像フレーム毎に撮像する撮像手段と、該撮像手段で撮像された撮像データから前記生体に関する生体機能情報を取得する生体情報取得手段と、を有し、前記照明光切替手段は、同一周期において、前記照明手段による照明光の照射順を、少なくとも、前記第1の参照光、前記基準光、前記第2の参照光の順になるように、切り替え、前記撮像手段は、前記照明手段により少なくとも、前記第1の参照光、前記基準光、前記第2の参照光の順に前記生体に照射された前記照明光の前記戻り光により、同一周期において、少なくとも、第1の参照画像の撮像データ、基準画像の撮像データ、および第2の参照画像の撮像データを順次取得し、前記基準光は、可視光波長帯域を含む広帯域光であり、前記第1及び第2の参照光は、所定波長帯域幅を持つ狭帯域光であり、前記生体情報取得手段は、前記広帯域光の照射により前記撮像手段から得られた前記基準画像の撮像データから分光推定処理を行い、前記基準画像として、前記基準画像と同一周期において撮像された前記第1の参照光による前記第1の参照画像と比較する第1の基準波長画像と、同じく前記基準画像と同一周期において撮像された前記第2の参照光による前記第2の参照画像と比較する第2の基準波長画像とを同時に得、前記第1の参照画像と前記第1の基準波長画像、及び／又は前記第2の参照画像と前記第2の基準波長画像に基づいて前記生体機能情報を算出することを特徴とする。

【0010】

ここで、前記撮像手段は、RGBカラーイメージセンサーであることが好ましく、前記照明光切替手段は、前記照明手段により、前記基準光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光を含む互いに波長の異なる少なくとも3種の照明光を前記被写体となる生体に順次照射する際、前記基準光の前記照射順が中央に位置するように切替を行うことが好ましい。

また、前記広帯域光は、所定波長の狭帯域光である励起光と、この励起光によって励起された蛍光体から発生する蛍光とからなる疑似白色光であり、前記励起光の波長は、前記第1の参照光と前記第2の参照光との波長間に位置するものであり、前記照明手段は、前記励起光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光をそれぞれ出射する3種の狭帯域光源を備えることが好ましい。

また、前記照明手段は、前記励起光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光をそれぞ

10

20

30

40

50

れ出射する3種の狭帯域光源を備え、前記励起光を出射する狭帯域光源及び蛍光体は、前記広帯域光を出射する広帯域光源を構成することが好ましい。

【0011】

また、前記基準光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光は、それぞれ所定波長帯幅を持つ狭帯域光であり、前記基準光の波長は、前記第1の参照光と前記第2の参照光との波長間に位置するものであり、前記生体情報取得手段は、前記基準光による前記基準画像、前記第1の参照光による第1の参照画像及び前記第2の参照光による第2の参照画像に基づいて前記生体機能情報を算出することが好ましい。

また、前記照明手段は、前記基準光、前記第1の参照光及び前記第2の参照光をそれぞれ出射する3種の狭帯域光源に加え、さらに、可視波長帯域を含む広帯域光を出射する広帯域光源を備えるのが好ましい。

10

【0012】

また、さらに、前記生体機能情報を表示する表示手段と、前記広帯域光源から出射される前記広帯域光を前記生体に照射して前記撮像手段により通常観察画像を取得する通常観察画像取得手段と、前記表示手段は、前記生体情報取得手段により算出された前記生体機能情報を前記通常観察画像取得手段によって取得された前記通常観察画像に重ねて生体機能情報画像として表示することが好ましい。

また、前記基準光又は前記励起光である狭帯域光を出射する狭帯域光源は、青色領域の波長の狭帯域光を出射する第1青色レーザであり、前記第1の参照光である狭帯域光を出射する狭帯域光源は、前記第1青色レーザの発光波長域よりも長波長の青色領域から青緑色領域の波長域にある狭帯域光を出射する第2青色レーザであり、前記第1の参照光である狭帯域光を出射する狭帯域光源は、前記第1青色レーザの発光波長域よりも短波長の青紫色領域から青色領域の波長域にある狭帯域光を出射する第3青色レーザであることが好ましい。

20

また、前記基準光又は前記励起光である狭帯域光の波長領域は $440 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第1の参照光である狭帯域光の波長領域は $470 \pm 10 \text{ nm}$ であり、前記第2の参照光である狭帯域光の波長領域は $400 \pm 10 \text{ nm}$ であることが好ましい。

【0013】

また、前記生体機能情報は、前記生体に含まれる成分、及び前記生体の構造に関する情報であり、前記生体情報取得手段は、前記第1の参照光による第1の参照画像と前記基準光による前記基準画像とを比較して得られる第1の特徴量と、前記第2の参照光による第2の参照画像と前記基準画像を比較して得られる第2の特徴量とに基づいて、前記生体に含まれる成分に関する情報と前記生体の構造に関する情報とを分離して画像化することが好ましい。

30

また、前記第1の参照光は、前記生体に含まれる成分に関する情報として前記生体の血液の酸素飽和度を取得するのに適した波長を持つ狭帯域光であり、前記第2の参照光は、前記生体の構造に関する情報として前記生体の表層血管の情報を取得するのに適した波長を持つ狭帯域光であることが好ましい。

【0014】

また、前記生体情報取得手段は、前記生体に含まれる成分に関する情報として前記生体の血液の酸素飽和度を演算し、前記生体の構造に関する情報として前記生体の血管深さ及び／又は血液量を演算するものであることが好ましい。

40

また、前記撮像手段は、少なくとも3つ以上の波長帯域を分離して撮像可能なカラー撮像素子であることが好ましい。

さらに、前記基準光と、前記第1及び第2の参照光とは、内視鏡先端の異なる照明口から出射され、前記生体を照明することが好ましい。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、互いに異なる複数の波長の照明光を順次切り替えて照射する際に、異なる波長成分の分光画像間の演算において被検体の動きの影響を受けにくいように、複数

50

の波長の照明光の照射順を分光画像の演算の基準となる照明光の波長を中心とし、前後にその他の波長の照明光を照射するので、異なる波長成分の分光画像に基づく酸素飽和度等の生体機能情報を、被検写体の動きの影響を少なくして正確かつ高い精度で演算することができる。

したがって、本発明によれば、被検体の動きの影響の少ない、正確かつ高精度の生体機能情報を算出することができ、酸素飽和度などの生体機能を正確かつ高い精度で可視化することができ、高精度な精査診断が可能な診断画像を得ることができる。

本発明の目的は、複数の波長の照明光を順次切り替えて照射して得られた分光画像に基づいて、生体粘膜等の酸素飽和度等の生体機能情報を、被検写体の動きの影響を少なくして、正確かつ高い精度で演算することができ、高精度な生体機能情報を算出することができ、酸素飽和度などの生体機能を可視化することができ、高精度な精査診断が可能な診断画像を得ることができる内視鏡装置を提供することにある。

10

本発明の目的は、複数の波長の照明光を順次切り替えて照射して得られた分光画像に基づいて生体粘膜等の酸素飽和度等の生体機能情報を、被検写体の動きの影響を受けにくいように正確かつ高い精度で演算することができ、高精度な生体機能情報を算出することができ、酸素飽和度などの生体機能を可視化することができ、高精度な精査診断が可能な診断画像を得ることができる内視鏡装置を提供することにある。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の一実施形態の内視鏡装置の一実施例の外観を示す斜視図である。

20

【図2】図1に示す内視鏡装置の一実施例の全体構成を概念的に示す模式図である。

【図3】(A)及び(B)は、それぞれ、図1に示す内視鏡装置の内視鏡の先端部の蛍光体を備えた投光ユニット、及び光偏向・拡散部材を備えた投光ユニットの断面構成図である。

【図4】(A)は、図1に示す内視鏡装置に用いられる狭帯域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と、各狭帯域光源からのレーザ光の発光スペクトルを示すグラフであり、(B)は、図1に示す内視鏡装置に用いられる撮像素子のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図5】図1に示す内視鏡装置の内視鏡の先端部の一実施例の概略的な構成を示す斜視図である。

30

【図6】図5に示す内視鏡の先端部の分解図である。

【図7】図5のA-A線断面図である。

【図8】図5に示す内視鏡の先端部のB方向から見た正面図である。

【図9】図2に示す内視鏡装置の画像処理部の特殊光画像処理部の一実施例の構成を示すブロック図である。

【図10】血管中のヘモグロビンの吸収係数の波長依存性を示すグラフである。

【図11】図1に示す内視鏡装置の特殊光モードにおける酸素飽和度の算出のプロセスを説明する説明図である。

【図12】図1に示す内視鏡装置の特殊光モードにおける酸素飽和度の算出のプロセスを説明する説明図である。

40

【図13】撮像画像の画素の分光輝度比と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図14】撮像画像の画素の分光輝度比と血液量及び酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。

【図15】図1に示す内視鏡装置の他の一実施例の全体構成を概念的に示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明に係る内視鏡装置を、添付の図面に示す好適実施形態を参照して詳細に説明する。

50

図１は、本発明の一実施形態に係る内視鏡装置の一実施例の外観を示す斜視図である。
図２は、図１に示す内視鏡装置の全体構成を概念的に示す模式図である。

これらの図に示すように、本発明の内視鏡装置１０は、医療機器の一つであり、被検者の体腔内を撮像する内視鏡１１と、撮像のために体腔内を照射する光を供給する光源装置１２及び撮像により得られた画像信号に基づいて体腔内の被写体組織の血管情報等の生体情報を含む画像等の画像情報を生成するプロセッサ１３を備え、内視鏡１１が接続される制御装置１４と、体腔内の画像等の画像情報を表示するモニタ等からなる表示部１５と、内視鏡装置１０の入力操作を受け付ける入力部１７とを有する。

【００１８】

なお、本発明の内視鏡装置１０は、観察モードとして、通常観察モード（通常光モードともいう）や、特殊光観察モード（特殊光モードともいう）等を備える。

なお、以下では、特殊光観察モードにおいて、被検体の生体情報として、生体の血液の酸素飽和度、特に表層及び中深層酸素飽和度、血管の深さ情報及び血液量などの情報を取得する狭帯域光観察の場合を代表例として説明するが、本発明においては、これに限定されず、これらの他、血管の太さ情報や、血管の集合情報や、血管の形状情報や、血液量などの情報を取得する狭帯域光観察であっても良いし、特殊光モードとして、狭帯域光観察のみならず、赤外光観察や、自家蛍光観察や、蛍光観察等の特殊観察を行うものであっても良いのはもちろんである。

【００１９】

まず、本実施例の内視鏡１１について説明する。

内視鏡１１は、被検体内に挿入される挿入部１９の先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像素子２１（図２参照）を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。内視鏡１１は、と光学的に接続され、プロセッサ１３と電気的に接続される。また、プロセッサ１３は、表示部１５及び入力部１７と電気的に接続される。入力部１７は、通常光モードや、特殊光モードなどの観察モードの設定や機能設定等の入力操作を受け付けるＵＩ（ユーザインタフェース）として機能する。

なお、本発明の内視鏡装置１０は、さらに、表示部１５に加え、図示しないが、画像情報等をハードコピー画像として出力する記録部（記録装置）を有していても良い。

【００２０】

また、内視鏡１１は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部１９と、挿入部１９の基端部分に設けられ、挿入部１９の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部２３と、操作部１７と制御装置１４との間を連結するユニバーサルコード２４と、ユニバーサルコード２４に取り付けられ、内視鏡１１を制御装置１４に着脱自在に接続するコネクタ部２５ａ、２５ｂを備える。なお、図示しないが、操作部２３及び挿入部１９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る。

挿入部１９は、可撓性を持つ軟性部３１と、湾曲部３３と、先端部３５とから構成される。先端部３５には、図２に示すように、被観察領域へ照明光学系による照明光を照射する照射口３７ａ、３７ｂと、被観察領域の画像情報を取得する撮像素子２１と、撮像素子２１の受光面側に撮像光学系を構成する対物レンズユニット３９とが配置され、対物レンズユニット３９の外側表面が、観察窓４０を構成している。

【００２１】

湾曲部３３は、軟性部３１と先端部３５との間に設けられ、図１に示す操作部２３に配置されたアングルノブ２２の回動操作により湾曲自在にされている。この湾曲部３３は、内視鏡１１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３５の照射口３７ａ、３７ｂ及び撮像素子２１の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

なお、内視鏡１１の内部の照明光学系の構造、及び撮像系の電気的構成、並びに挿入部１９の照射口３７ａ、３７ｂの構造については後に詳述する。

【００２２】

次に、本実施例の制御装置 14 の光源装置 12 及びプロセッサ 13 について説明する。

本発明において、光源装置 12 は、内視鏡 11 の先端部 35 の照射口 37a、37b に供給する照明光を発生し、プロセッサ 13 は、内視鏡 11 の操作部 23 や入力部 17 からの指示に基づいて、内視鏡 11 の撮像素子 21 から伝送されてくる撮像信号を画像処理して、表示用画像を生成して表示部 15 へ供給する。

光源装置 12 は、広帯域光のみを含む照明光を出射する通常光源部 41 と、複数の狭帯域光のみを含む照明光を出射する狭帯域光源部 43 と、プロセッサ 13 の制御部 65 からの各観察モードに応じた指示に基づいて通常光源部 41 の広帯域光及び狭帯域光源部 43 の各狭帯域光源の発光を、各観察モードに応じて、切替制御すると共に、その発光光量を個々に制御する光源制御部 49 とを有する。

10

【0023】

通常光源部 41 は、図示例においては、所定の狭帯域波長を持つ狭帯域光 N1 である励起光 E を出射する狭帯域光源 41a と、励起光 E の照射により蛍光を発光する蛍光体 57 とを有する広帯域光源からなる。

すなわち、狭帯域光源 41a と蛍光体 57 との組み合わせは、励起光及び蛍光からなる白色光等の広帯域光を出射する広帯域光源となる。この広帯域光源は、狭帯域光源 41a から出射された励起光 E が蛍光体 57 に照射されることにより、蛍光体 57 は、励起光 E により励起されて励起光 E の波長帯域以外の波長帯域を少なくとも持つ蛍光を発光すると共に励起光 E を透過し、発光した蛍光と透過した励起光 E との合成光を疑似白色光として出射する。

20

【0024】

なお、本実施形態の構成例においては、狭帯域光源 41a は、蛍光体 57 を励起して蛍光を発光させて、例えば、マイクロホワイト（商品名）と呼ばれる広帯域光源を構成するものであり、励起光 E として、波長が $440 \pm 10 \text{ nm}$ に制限された青色のレーザ光（狭帯域光 N1）を出射するのが好ましく、中心発光波長が 445 nm の LD（レーザダイオード）であるのがより好ましい。

また、狭帯域光源部 43 は、互いに発光波長の異なる複数の狭帯域光源を有し、図示例においては、所定の狭帯域波長を持つ狭帯域光 N2 を出射する狭帯域光源 43a と、この狭帯域光 N2 と異なる発光波長を持つ狭帯域光 N3 を出射する狭帯域光源 43b とを有する。すなわち、図示例では、狭帯域光源部 43 から出射される第 2 の照明光は、狭帯域光 N2、及び N3 のみを含む。

30

【0025】

なお、本実施形態の構成例においては、狭帯域光源 43a は、表層血管の観察に適した光源であり、波長が、 $400 \pm 10 \text{ nm}$ に、より好ましくは 405 nm に制限された青紫色レーザ光（狭帯域光 N2）を出射するのが好ましく、中心発光波長が 405 nm の LD であるのがより好ましい。

また、狭帯域光源 43b は、狭帯域光源 41b と同様に、血液中の酸素飽和度を算出するのに適した光源であり、波長が、 $470 \pm 10 \text{ nm}$ に、より好ましくは 473 nm に制限された青緑色レーザ光（狭帯域光 N3）を出射するのが好ましく、中心発光波長が 473 nm の LD であるのがより好ましい。

40

【0026】

上記の狭帯域光源 41a、43a 及び 43b は、例えば、GaN 系半導体レーザ（レーザダイオード）が利用でき、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、InGaNAs 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。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

光源装置 12 の光源制御部 49 は、各観察モードに応じて、各狭帯域光源 41a、43a 及び 43b の発光の切替制御及び発光量の制御を行うものである。すなわち、これらの狭帯域光源 41a、43a 及び 43b は、光源制御部 49 によりそれぞれ個別に調光制御されており、光量比は変更自在になっているが、本発明、即ち、本発明の特殊光観察モー

50

ドにおいては、各狭帯域光源の発光のタイミングは、狭帯域光源 4 3 a、4 1 a 及び 4 3 b の順になっている。

【0027】

まず、観察モードが通常光モードである場合には、光源制御部 4 9 は、通常光源部 4 1 の狭帯域光源 4 1 a のみを点灯し、第 2 の照明光源部 4 2 の狭帯域光源 4 3 a 及び 4 3 b を消灯した状態に制御する。すなわち、通常光モードでは、光源制御部 4 9 からの制御信号に基づいて通常光源部 4 1 の狭帯域光源 4 1 a が点灯され、照明光として、励起光 E と蛍光体 5 7 からの蛍光とが合成された疑似白色光からなる広帯域光が通常光源部 4 1 から出射される。

また、観察モードが特殊光モードである場合には、光源制御部 4 9 は、通常光源部 4 1 の狭帯域光源 4 1 a 及び狭帯域光源部 4 3 の狭帯域光源 4 3 a 及び 4 3 b を点灯する状態に制御する。すなわち、特殊光モードでは、光源制御部 4 9 からの制御信号に基づいての狭帯域光源部 4 3 の狭帯域光源 4 3 a、通常光源部 4 1 の狭帯域光源 4 1 a、狭帯域光源部 4 3 の狭帯域光源 4 3 b が、この順序で点灯され、照明光として、狭帯域光源部 4 3 から狭帯域光 N 2 が、通常光源部 4 1 から広帯域光が、狭帯域光源部 4 3 から狭帯域光 N 3 が、この順序で出射される（後述する図**15 参照）。

【0028】

通常光源部 4 1 の狭帯域光源 4 1 a 及び 4 1 b から出射される励起光 E（狭帯域光 N 1）は、集光レンズ（図示略）によりそれぞれ光ファイバ 4 2 に入力され、分波器であるカプラ 5 3 a を介してコネクタ部 2 5 a に伝送される。

狭帯域光源部 4 3 の狭帯域光源 4 3 a 及び 4 3 b から出射される各狭帯域光 N 2 及び N 3 は、集光レンズ（図示略）によりそれぞれ光ファイバ 4 4 a 及び 4 4 b に入力され、合波器であるコンバイナ 5 1 と、分波器であるカプラ 5 3 b を介してコネクタ部 2 5 a に伝送される。なお、本発明はこれに限定されず、コンバイナ 5 1 を用いて狭帯域光 N 1（励起光 E）、N 2 及び N 3 を合波しても良いし、コンバイナ 5 1 を用いずにカプラ 5 3 b に導光して分波しても良いし、2 つのカプラ 5 3 a、5 3 b の少なくとも一方を用いずに、1 つのカプラを用いて、又は、コンバイナ及びカプラ自体の少なくとも一方を用いずに、各狭帯域光源 4 1 a、4 3 a 及び 4 3 b からの狭帯域光 N 1～N 3 を直接コネクタ部 2 5 a に送出する構成であってもよい。

【0029】

次に、光源装置 1 2 に光学的に接続される内視鏡 1 1 の照明光学系の構成及びプロセッサ 1 3 に接続される撮像系の電氣的構成について説明する。

内視鏡 1 1 の照明光学系は、光ファイバ 5 5 a～5 5 d と、光ファイバ 5 5 a 及び 5 5 d の先端に配置され、通常光源部 4 1 の広帯域光源を構成する蛍光体 5 7 と、光ファイバ 5 5 b 及び 5 5 c の先端に配置される光偏向・拡散部材 5 8 とから構成される。

照明光学系を構成する光ファイバ 5 5 a～5 5 d は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用できる。

【0030】

コネクタ部 2 5 a から先端部 3 5 まで延設された光ファイバ 5 5 a 及び 5 5 d には、通常光源部 4 1 の狭帯域光源 4 1 a からの狭帯域光 N 1 がそれぞれ任意のタイミングで導入されて、先端部 3 5 に配置された波長変換部材である蛍光体 5 7 を通して白色照明光となる。

一方、コネクタ部 2 5 a から先端部 3 5 まで延設された光ファイバ 5 5 b 及び 5 5 c には、狭帯域光源部 4 3 の狭帯域光源 4 3 a 及び 4 3 b からの狭帯域光 N 2 及び N 3 がそれぞれ任意のタイミングで導入されて、先端部 3 5 に配置された光偏向・拡散部材 5 8 を通して照明光となる。

【0031】

光ファイバ 5 5 a と蛍光体 5 7 の組み合わせは投光ユニット 7 1 a を構成し、光ファイバ 5 5 b と光偏向・拡散部材 5 8 の組み合わせは投光ユニット 7 1 c を構成する。また、

光ファイバ55cと光偏向・拡散部材58の組み合わせは投光ユニット71bを構成し、光ファイバ55dと蛍光体57の組み合わせは投光ユニット71dを構成する。投光ユニット71a、71cの対と、投光ユニット71b、71dの対は、内視鏡11の先端部35の撮像素子21及び対物レンズユニット39を挟んだ両脇側に配置される。

【0032】

ここで、図3(A)に投光ユニット71a及び71dの断面構成図、図3(B)に投光ユニット71b及び71cの断面構成図を示す。

図3(A)に示すように、投光ユニット71aと投光ユニット71dとは同一構成であり、蛍光体57と、蛍光体57の外周を覆う筒状のスリーブ部材73と、スリーブ部材73の一端側を封止する保護ガラス(照明窓)75と、スリーブ部材73内に挿入され光ファイバ55a(55d)を中心軸に保持するフェルール77とをそれぞれ備えている。また、フェルール77の後端側から延出される光ファイバ55a(55d)には、その外皮を覆うフレキシブルスリーブ79がスリーブ部材73との間に挿入されている。

一方、投光ユニット71bと投光ユニット71cとは同一構成であり、投光ユニット71a及び71dの蛍光体57に代えて、光偏向・拡散部材58が配設され、光ファイバ55b及び55cから導光される点以外は、投光ユニット71a及び71dと同様の構成となっている。

【0033】

投光ユニット71a及び71dの蛍光体57は、狭帯域光源41aからの青色レーザ光(励起光E)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体物質(例えば、YAG系蛍光体、或いはBAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)等の蛍光体)を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色～黄色の励起発光光と、蛍光体57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(疑似白色)の照明光が生成される。

この蛍光体57は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、蛍光体57は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【0034】

図4(A)は、狭帯域光源41aからの青色レーザ光(励起光E)及び青色レーザ光Eが蛍光体57により波長変換された発光スペクトルFと、狭帯域光源43a及び43bからの各レーザ光(狭帯域光N2及びN3)の発光スペクトルを示すグラフである。

狭帯域光源41aからの青色レーザ光Eは、中心波長445nmの輝線で表され、狭帯域光源41aからの青色レーザ光Eによる蛍光体57からの励起発光光Fは、概ね450nm～700nmの波長帯域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Fと青色レーザ光Eとによるプロファイルによって、前述した疑似白色光BWが形成される。本構成例のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0035】

ここで、本明細書でいう白色光とは、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、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く、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むものとする。

また、本明細書でいう広帯域光は、少なくとも白色光と見做せる光を含むものであるのが好ましく、近赤外や赤外波長帯域、及び近紫外や紫外波長帯域の少なくとも一方の光を含んでいても良い。

これに対し、本明細書でいう狭帯域光は、基準色であるR、G、B等の特定の波長帯域

10

20

30

40

50

のいずれにかに属する光、他の狭帯域光の波長帯域とは分離された波長帯域を持つ光、波長帯域の幅が20nm、好ましくは、中心波長に対して±10nmである光であるのが好ましい。

【0036】

また、狭帯域光源43aからの青紫色レーザ光N2は、中心波長405nmの輝線で表され、狭帯域光源43bからの青緑色レーザ光N3は、中心波長473nmの輝線で表される。

以上から、本実施形態では、狭帯域光源41aとして、中心波長445nmの青色レーザ光Eを出射するレーザ光源(LD445)を用いることができ、狭帯域光源43aとして、中心波長405nmの青色レーザ光を出射するレーザ光源(LD405)を用いることができ、狭帯域光源43bとして、中心波長473nmの青色レーザ光を出射するレーザ光源(LD473)を用いることができる。

10

【0037】

また、投光ユニット71b及び71cの光偏向・拡散部材58は、狭帯域光源43a及び43bからの青紫色レーザ光N2及び青緑色レーザ光N3の各レーザ光を透過させる材料であればよく、例えば透光性を有する樹脂材料やガラス等が用いられる。更には、光偏向・拡散部材58は、樹脂材料やガラスの表面等に、微小凹凸や屈折率の異なる粒子(フィラー等)を混在させた光拡散層を設けた構成や、半透明体の材料を用いた構成としてもよい。これにより、光偏向・拡散部材58から出射する透過光は、所定の照射領域内で光量が均一化された狭帯域波長の照明光となる。

20

【0038】

次に、内視鏡11の撮像系は、図2に示すように、光源装置12の光源制御部49に各観察モードに応じて指示を与える制御部65からの各観察モード、特に特殊光観察モードに応じた指示に基づいて撮像素子21に対して駆動信号を与える撮像制御部62と、撮像制御部62からの駆動信号に基づいて、各観察モードに応じた所定のフレームレートで、被検体の被観察領域を撮像し、画像情報を取得し、取得した撮像画像の画像信号を出力する撮像素子21と、撮像素子21からのアナログ画像を、プロセッサ13のデジタル信号処理部64におけるデジタル画像信号処理で扱うことができるようデジタル信号に処理するためのアナログ処理回路(AFE(アナログフロントエンド: Analog Front End))61と、を有する。

30

撮像制御部62は、制御部65からの各観察モードに応じた指示に基づいて撮像素子21の駆動を制御するもので、各観察モードに応じて制御される光源装置12の通常光源部41の狭帯域光源41a、及び狭帯域光源部43の狭帯域光源43a及び43bの発光に応じて撮像素子21による撮像及び撮像素子21からの撮像画像信号の出力を撮像フレーム毎に制御するものである。

撮像制御部62による撮像素子21の撮像制御、即ち、撮像フレーム制御については、後に詳述する。

【0039】

撮像素子21は、被観察領域からの戻り光を受光して撮像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カラーイメージセンサからなり、撮像制御部62により各観察モードに応じて制御され、光源装置12からの照明光が照射された被検体の被観察領域の様子を対物レンズユニット39によって撮像素子21の受光面上に結像させてフレーム毎に撮像するものである。本実施形態においては、撮像素子21は、カラーCCDイメージセンサであり、その受光面には、例えば、図4(B)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21R、21G、21B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。

40

【0040】

ここで、特殊光観察モードにおいては、光源装置12の通常光源部41の狭帯域光源41aからの青色レーザ光(励起光)と蛍光体57からの励起発光光とによる疑似白色光及

50

び狭帯域光源 4 3 a 及び 4 3 b からの各レーザ光による狭帯域光 N 2 及び N 3 からなる照明光は、光源制御部 4 9 によって制御され、上述した所定の順序で各撮像フレーム毎に内視鏡 1 1 の先端部 3 5 から被検体の被観察領域に向けて照射される。

したがって、撮像素子 2 1 も、光源制御部 4 9 によって制御される光源装置 1 2 からの照明光が上述した所定の順序で照射された被観察領域を、撮像制御部 6 2 によって制御される撮像フレーム毎に撮像する。その結果、撮像素子 2 1 は、撮像制御部 6 2 から、スコープケーブル 5 9 を通じて伝送される撮像制御信号により制御され、所定のフレームレートで撮像画像の画像信号を出力する。

【0041】

撮像素子 2 1 から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル 5 9 を通じて、アナログ処理回路 (A F E) 6 1 に伝送され、種々のアナログ信号処理が施され、また、デジタル信号に変換され、コネクタ部 2 5 b を介して、プロセッサ 1 3 に入力される。

A F E 6 1 は、撮像素子 2 1 で得た画像を、なるべく忠実に、D S P 6 4 等のデジタルバックエンドに伝えるために、アナログ・デジタル (A / D) 変換の際に発生しうる様々なノイズを最小限に抑えつつ、デジタルに変換するものである。

A F E 6 1 は、例えば、図示しないが、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、及びアナログ／デジタル (A / D) 変換器から構成される。C D S は、撮像素子 (C C D) 2 1 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、撮像素子 2 1 の駆動により生じたノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D 変換器は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ 1 3 に入力する。

プロセッサ 1 3 では、デジタル画像信号に種々の処理が施され、被検体の被観察領域の生体の血液の酸素飽和度等の生体に含まれる成分に関する情報や、生体の血管深さ及び／又は血液量等の生体の構造に関する情報等の生体機能情報を含む画像情報が生成され、内視鏡診断・観察画像として表示部 1 5 に表示される。

なお、プロセッサ 1 3 の詳細については、後述する。

【0042】

次に、内視鏡の先端部の構成について詳細に説明する。

図 5 は、内視鏡の先端部の概略的な構成を示す斜視図、図 6 は、図 5 に示す内視鏡の先端部の分解図である。

これらの図に示すように、内視鏡 1 1 の先端部 3 5 は、長手方向に沿って複数の穿設孔が形成されたステンレス鋼等からなる先端硬性部 8 7 に、投光ユニット 7 1 a ~ 7 1 d 等の各種部品が取り付けられて構成される。先端硬性部 8 7 は、図 2 に示した撮像素子 2 1 を含む撮像光学系が収容される穿設孔 8 7 a を有し、この穿設孔 8 7 a を中心とする両脇側に穿設孔 8 7 b 1, 8 7 b 2、及び 8 7 c 1, 8 7 c 2 が形成されている。穿設孔 8 7 b 1, 8 7 b 2 には投光ユニット 7 1 a, 7 1 c が挿入され、穿設孔 8 7 c 1, 8 7 c 2 には投光ユニット 7 1 b, 7 1 d が挿入される。

【0043】

また、先端硬性部 8 7 の先端側には先端ゴムキャップ 8 9 が被せられ、また、先端硬性部 8 7 の外周には図示はしない外皮チューブが被せられる。先端ゴムキャップ 8 9 には先端硬性部 8 7 の各穿設孔 8 7 a, 8 7 b 1, 8 7 b 2, 8 7 c 1, 8 7 c 2, ... に対応した穿設孔 8 9 a, 8 9 b, 8 9 c, ... が形成されて、対物レンズユニット 3 9 による観察窓 4 0 や、投光ユニット 7 1 a ~ 7 1 d の照射口 3 7 a, 3 7 b を開口させている。

ここで、図 7 に図 5 の A - A 断面図を示す。投光ユニット 7 1 a, 7 1 b は、先端硬性部 8 7 の穿設孔 8 7 b 1, 8 7 c 1 に挿入させた後、穿設孔 8 7 b 1, 8 7 c 1 と連通する一対の横孔 9 1 (図 5 及び図 6 参照) から止めネジ (イモビス) 9 3 で締め付けることで、投光ユニット 7 1 a, 7 1 b が先端硬性部 8 7 に固定される。また、投光ユニット 7 1 C, 7 1 d も同様に止めネジ 9 3 で締め付けることで、先端硬性部 8 7 に固定される。

【0044】

上記の投光ユニット71a～71dを備えた内視鏡の構成によれば、投光ユニット71a～71dを先端硬性部87の穿設孔87b1, 87b2, 87c1, 87c2に挿通された状態で止めネジ93によって着脱自在に固定するので、投光ユニット71a～71dの交換が容易となり、内視鏡のメンテナンス性が向上する。つまり、内視鏡の長期使用により照明光強度の減衰や色調の変化等の症状が現れたときに、新しい投光ユニットへの取り換えが簡単に行える。

【0045】

次に、上記の投光ユニット71a～71dによりレーザ光源LD1～LD5からの各レーザ光を適宜組み合わせさせて出射させ、種々の照明光を生成する各照明パターンについて説明する。

10

図8は、図5に示す内視鏡11の先端部のB方向から見た正面図である。上述したように、投光ユニット71a, 71cは照射口37aから照射し、投光ユニット71b, 71dは照射口37bから照射するように、対物レンズユニット39の両脇側に各投光ユニット71a～71dが配置される。そして、蛍光体(図3(A)参照)を備えた投光ユニット71a, 71dの対は、照明窓となる保護ガラス75(図3参照)の位置同士を連結する線L1が、観察窓40となる対物レンズユニット39の領域内を横切るように配置される。また、光偏向・拡散部材58(図3(B)参照)を備えた投光ユニット71b, 71cの対は、保護ガラス75(図3参照)の位置同士を連結する線L2が、対物レンズユニット39の領域内を横切るように配置される。

【0046】

20

対物レンズユニット39の領域内で、線L1とL2が交差点Pを有するように、各投光ユニット71a～71dがスペース効率を高めた状態で配置されている。つまり、白色照明光を照射する投光ユニット71a, 71dは、先端部35の対物レンズユニット39を挟んだ位置に配置され、対物レンズユニット39の両脇側から白色光を照射することで、照明むらの発生を防止している。

なお、図示例においては、内視鏡11の先端部35の、撮像素子21のための対物レンズユニット39を挟んだ位置に、蛍光体57を備える2つの投光ユニット71a及び71bを含む4つの投光ユニット71a～71dを配置する4灯式であるが、本発明はこれに限定されず、1つの投光ユニットが蛍光体57を備えていれば、2つの投光ユニット71a及び71c、又は71b及び71d、好ましくは撮像素子21のための対物レンズユニット39を挟んだ位置に、2つの投光ユニット71a及び71d、又は71b及び71cを、内視鏡11の先端部35に配置する2灯式であっても良い。

30

【0047】

次に、図2を参照して、プロセッサ13について詳細に説明する。

これらの図に示すように、プロセッサ13は、内視鏡11から伝送される各観察モードのデジタル画像信号にデジタル信号処理するデジタル信号処理部(DSP(Digital Signal Processor))64と、各観察モードのデジタル信号処理済の画像データに対して各観察モードに応じた画像処理を行う画像処理部63と、画像処理済の画像データに応じた観察画像を表示部15に表示させるための表示制御や内視鏡11、光源装置12及びプロセッサ13内の各部を制御する制御部65と、各観察モードの撮像画像の画像データ信号を記憶する記憶部67とを有する。

40

DSP64は、コネクタ部25bを介して内視鏡11の撮像系のAFE61から伝送される、撮像素子21で撮像された、各観察モードの撮像画像のデジタル画像信号を受信して、受信したデジタル画像信号に対して、色分離、色補間、色補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、輪郭強調等の各種の処理を行うことによって、デジタル信号処理済の各観察モードの撮像画像データを生成する。DSP64で生成された各観察モードの撮像画像の画像データは、画像処理部63に伝送され、また、必要に応じて、記憶部67に記憶される。

【0048】

画像処理部63は、図2に示すように、DSP64でデジタル信号処理された各観察モ

50

ードの撮像画像の画像データに対して各観察モードに応じた画像処理を行うもので、通常観察モードにおける広帯域光（白色光）による撮像画像の画像処理を行う通常光画像処理部102と、特殊光観察モードにおける広帯域光及び狭帯域光による撮像画像の画像処理を行う特殊光画像処理部104とを有する。なお、画像処理部63で画像処理された各観察モードの撮像画像の画像データは、制御部65に伝送され、また、必要に応じて、記憶部67に記憶される。

通常光画像処理部102は、通常観察モードの場合に、DSP64から伝送された、又は記憶部67から読み出された白色光による撮像画像の画像データ（白色光のRGB画像データ）に対して、光源装置12の通常光源部41の狭帯域光源41a及び蛍光体57からの白色光による通常観察画像に適した所定の画像処理を施し、通常光画像データを出力し、記憶部67に記憶させると共に、表示部15に白色光による通常観察画像を表示させる。

10

【0049】

特殊光画像処理部104は、狭帯域光を用いる特殊光観察モードの場合に、DSP64から伝送された、又は記憶部67から読み出された撮像画像の画像データに対して、狭帯域光による特殊光観察画像に適した所定の画像処理を施し、特殊光画像データを出力するものであり、即ち、通常光源部41からの白色光及び狭帯域光源部43の狭帯域光源43a及び43bからの狭帯域光N2及びN3による撮像画像の画像処理を行う。

ここで、図示例の実施形態においては、特殊光画像処理部104は、画像処理として、被検体の被観察領域の生体機能情報である酸素飽和度、血管深さ及び血液量等を算出して酸素飽和度画像を生成するものであり、酸素飽和度画像や血管深さ及び血液量等の情報の生成を行う。

20

【0050】

以下に、本発明の内視鏡装置における特殊光観察モードにおける光源装置12の制御、並びにプロセッサの画像処理部の特殊光画像処理部について説明する。

図9は、図2に示す画像処理部の特殊光画像処理部の一実施例の構成を示すブロック図である。図10は、血管中のヘモグロビンの吸収係数の波長依存性を示すグラフである。図11及び図12は、それぞれ特殊光モードにおける酸素飽和度の算出のプロセス（可視化アルゴリズム）を説明する説明図である。図13は、撮像画像の画素の分光輝度比（ $S1/S3$ 、 $S1/S2$ ）と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。図14は、撮像画像の画素の分光輝度比（ $S5/S4$ 、 $S3/S4$ ）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。

30

【0051】

特殊光画像処理部104は、図9に示すように、分光推定部106と、輝度比算出部108と、相関関係記憶部110と、酸素飽和度算出部112と、酸素飽和度画像生成部114とを有する。特殊光画像処理部104は、特殊光モードにおいて、通常光源部41の狭帯域光源41a及び蛍光体57からの疑似白色光及び狭帯域光源部43の狭帯域光源43a及び43bからの狭帯域光N2及びN3による撮像画像データに基づいて、図10に示す血中のヘモグロビンの吸収係数の波長依存性を利用して被検体の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、酸素飽和度を可視化する、例えば、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を出力するものである。

40

【0052】

特殊光モードでは、図11及び以下の表1に示すように、通常光源部41の狭帯域光源41aと狭帯域光源部43の狭帯域光源43a及び43bとが用いられ、第1フレームにおいては、狭帯域光源43a（LD405）からの狭帯域光N2（405nm）成分のみのスペクトルのB画像データ（以下、405成分画像データという）が取得される。第2フレームにおいては、狭帯域光源41a（LD445）及び蛍光体57の組み合わせからの疑似白色光による撮像画像データ（白色光によるRGB画像データ）が取得される。第3フレームにおいては、狭帯域光源43b（LD445）からの狭帯域光N3（473nm）

50

m) 成分のみのスペクトルのB画像データである473成分画像データが取得される。

【0053】

【表1】

	フレーム1	フレーム2	フレーム3
光源	LD405	LD445+蛍光体	LD473

【0054】

なお、フレーム2で得られた白色光によるRGB画像データは、図4(A)に示す白色光(BW)を生体に照射した際の反射光を図4(B)に示すカラーフィルタを持つ撮像素子21で得られたものである。したがって、フレーム2で得られたB画像データは、図4(A)に示す狭帯域光源41a(LD445)からの狭帯域光N1(445nm)成分とこの狭帯域光N1によって励起発光された蛍光(F)の成分とからなるB画像データである。フレーム2で得られたG画像データは、図4(A)に示す蛍光(F)の成分からなるG画像データであり、フレーム2で得られたR画像データは、図4(A)に示す蛍光(F)の成分からなるR画像データである。

これらのRGB画像データは、通常光モードで得られる白色光による撮像画像の画像データ(白色光のRGB画像データ)と同じであり、通常光モードと同様に、通常光画像処理部102において、通常観察画像に適した所定の画像処理が施され、通常観察画像データとされて出力され、記憶部67に記憶される。

【0055】

特殊光モードでは、光源制御部49は、狭帯域光源41a及び43a及び43bをそれぞれ第1、第2及び第3フレームにのみ点灯するように点灯制御し、撮像制御部62は、撮像素子21を各フレーム毎に駆動し、それぞれの画像データを取得するように撮像フレーム制御する。

即ち、第1フレームにおいては、図4(A)に示す405nmの狭帯域光N2のみが被検体に照射されるので、図4(B)に示すカラーフィルタを持つ撮像素子21によって、405成分画像データが取得され、記憶部67に記憶される。

次に、第2フレームにおいては、図4(A)に示す白色光BWが被検体に照射されるので、図4(B)に示すカラーフィルタを持つ撮像素子21によって、白色光BWによるRGB画像データが取得され、記憶部67に記憶される。

また、第3フレームにおいては、図4(A)に示す473nmの狭帯域光N3のみが被検体に照射されるので、図4(B)に示すカラーフィルタを持つ撮像素子21によって、撮像素子21によって473成分画像データが取得され、記憶部67に記憶される。

【0056】

分光推定部106は、第2フレームにおいて取得された白色光BWによるRGB画像データを記憶部67から読み出し、読み出されたRGB画像データから分光推定によって、B領域の445成分画像データ、G領域の550成分画像データ、及び、R領域の600成分画像データを求めるためのものである。即ち、分光推定部106は、図11に示すように、第2フレームにおいて取得された、白色光によるRGB画像データからマトリックス演算(MTX)を用いた分光推定を行って、445成分画像データ、550成分画像データ及び600成分画像データを求めるものである。

ここで、RGB画像データから3つの445成分画像データ、550成分画像データ及び600成分画像データを求める分光推定方法としては、特に制限的ではなく、従来公知の分光推定方法を用いれば良く、例えば、特開2003-93336号公報に記載の分光画像を得る分光推定方法を挙げることができる。

【0057】

輝度比算出部108は、図11に示すように、第1及び第3フレームから得られた405成分画像データ及び473成分画像データと、第2フレームにおいて分光推定部106

10

20

30

40

50

による分光推定によって得られた445成分画像データ、550成分画像データ及び600成分画像データの中から、血管深さ及び表層酸素飽和度を演算するための3種の分光画像データの内の2つの分光画像データの画素の輝度比を2種類算出すると共に、血液量及び中深層酸素飽和度を演算するための3種の分光画像データの内の2つの分光画像データの画素の輝度比を2種類算出するためのものである。

【0058】

まず、血管深さ及び表層酸素飽和度を演算するために、輝度比算出部108は、第1フレームにおいて取得された405成分画像データと、第2フレームにおいて分光推定部106による分光推定によって得られた445成分画像データ及び550成分画像データとを記憶部67から読み出し、読み出された405成分画像データ、445成分画像データ及び550成分画像データとから、生体粘膜の血管、好ましくは表層血管が含まれる血管領域を特定する。なお、血管領域の特定方法としては、例えば、血管部分の輝度値とそれ以外の輝度値の差から血管領域を求める方法を挙げることができる。

輝度比算出部108は、図11に示すように、特定された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）（図10参照）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405成分画像データ画素の輝度値をS1とし、吸光係数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445成分画像データ及び550成分画像データの画素の輝度値をそれぞれS2及びS4として、第1及び第2輝度比S1/S2及びS1/S4を求める。

【0059】

次に、血液量及び中深層酸素飽和度を演算するために、輝度比算出部108は、第2フレームにおいて分光推定部106による分光推定によって得られた550成分画像データ及び600成分画像データと、第3フレームにおいて取得された473成分画像データとを記憶部67から読み出し、読み出された405成分画像データ、445成分画像データ及び550成分画像データとから、生体粘膜の血管、好ましくは中深層血管が含まれる血管領域を特定する。この血管領域の特定を行わずに、血管深さ及び表層酸素飽和度を演算するために特定した血管領域をそのまま用いても良い。

輝度比算出部108は、図11に示すように、特定された血管領域内の同じ位置の画素について、血中の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（図10参照）の大小関係が逆転する波長範囲の2つの照明光の反射光に対応する473成分画像データ及び600成分画像データの画素の輝度値をS3及びS5とし、吸光係数が同じになる波長範囲の1つの照明光の反射光に対応する550画像データ画素の輝度値をS4として、第3及び第4輝度比S3/S4及びS5/S4を求める。

【0060】

相関関係記憶部110は、第1及び第2輝度比S1/S2及びS1/S4と血管深さ及び表層酸素飽和度との第1の相関関係、例えば図13に示す相関関係、及び、第1及び第2輝度比S3/S4及びS5/S4と血液量及び中深層酸素飽和度との第2の相関関係、例えば図14に示す相関関係とを記憶している。これらの第1及び第2の相関関係も、血管が図10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データを分析することにより得られたものである。

ところで、図10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。例えば、吸光係数 μ_a は、ヘモグロビンに照射された光の減衰状況を表す $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ の式の係数である。ここで、 I_0 は光源装置から被写体組織に照射される光の強度であり、 x (cm)は被写体組織内の血管までの深さである。

【0061】

また、図10に示すように、酸素と結合していない還元ヘモグロビン80と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン81とは、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光度（吸光係数

μa)を示す等吸収点(図10における各ヘモグロビン80と81との交点)を除いて、吸光度に差が生じる。吸光度に差があると、同じ血管に対して、同じ強度かつ同じ波長の光を照射しても、輝度値が変化する。また、同じ強度の光を照射しても、波長が異なれば吸収係数 μa が変わるので、輝度値が変化する。

一般的に、図10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。

【0062】

相関関係記憶部110は、図13に示すように、第1及び第2輝度比 $S1/S2$ 及び $S1/S4$ を表す輝度座標系の座標と、表層酸素飽和度及び血管深さを表す血管情報座標系の座標との対応付けによって、第1の相関関係を記憶している。ここで、輝度座標系はXY座標系であり、X軸は第1輝度比 $S1/S2$ を、Y軸は第2輝度比 $S1/S4$ を表している。血管情報座標系は、輝度座標系上に設けられたUV座標系であり、U軸は血管深さを、V軸は酸素飽和度を表している。U軸は血管深さが輝度座標系に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このU軸に関して、右斜め上に行くほど血管は深いことを、左斜め下に行くほど血管が浅いことを示している。一方、V軸は酸素飽和度も輝度座標系に対して正の相関関係を有することから、正の傾きを有している。このV軸に関して、右斜め上に行くほど酸素飽和度が低いことを、左斜め下に行くほど酸素飽和度が高いことを示している。

なお、図13に示す第1の相関関係は、相関関係記憶部110に、図11及び12に示すように、表層酸素飽和度($S1/S2(405/445)$) vs $S1/S4(405/550)$) ルックアップテーブル(LUT)82として記憶しておくのが好ましい。

【0063】

また、相関関係記憶部110は、図14に示すように、第3及び第4輝度比 $S3/S4$ 及び $S5/S4$ を表す輝度座標系の座標と、酸素飽和度及び血液量を表す血管情報座標系の座標との対応付けによって、第2の相関関係も記憶している。輝度座標系はXY座標系であり、X軸は第1輝度比 $S3/S4$ を、Y軸は第2輝度比 $S5/S4$ を表している。血管情報座標系は、輝度座標系上に設けられたUV座標系であり、U軸は血液量を、V軸は酸素飽和度を表している。U軸は、血液量が輝度座標系に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。このU軸に関して、右斜め上に行くほど血液量が多いことを、左斜め下に行くほど血液量が少ないことを示している。一方、V軸は、酸素飽和度も輝度座標系に対して正の相関関係を有することから、正の傾きを有している。このV軸に関して、右斜め上に行くほど酸素飽和度が低いことを、左斜め下に行くほど酸素飽和度が高いことを示している。

なお、図14に示す第2の相関関係は、相関関係記憶部110に、図11及び12に示すように、中深層表層酸素飽和度($S3/S4(473/550)$) vs $S5/S4(600/550)$) ルックアップテーブル(LUT)83として記憶しておくのが好ましい。

【0064】

ここで、輝度値 $S1$ 、 $S2$ 及び $S4$ を用いた血管深さ及び酸素飽和度の算出、及び輝度値 $S3$ 、 $S4$ 及び $S5$ を用いた血液量及び酸素飽和度の算出について説明する。

一般に、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。

ところで、400～560nmの波長範囲の光は、粘膜中への深達度が比較的小さく、粘膜組織内での散乱係数が大きく、かつ波長依存性が大きく変化するという性質がある。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、血管の深さ及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。

【0065】

一方、470～700nmの波長範囲の光は、粘膜中への深達度が比較的大きく、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、本発明では、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、400～560nmの波長範囲及び460～700nm400～560nmの波長範囲において、それぞれ異なる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。

【0066】

即ち、図10に示すようなヘモグロビンの吸光特性を鑑みると、酸素飽和度によって吸光度に違いが出る波長が445nmと405nmにあること、及び、血管深さ情報抽出のためには深達度の短い短波長領域が必要となることから、3種の波長成分の分光画像データには、中心波長が450nm以下の波長領域を持つ分光画像データを少なくとも1つ含めることが好ましい。このような分光画像データ狭帯域光は、本実施形態では405nm成分画像データ及び445成分画像データに相当する。また、酸素飽和度が同じでも、波長が異なれば吸収係数の値も異なり、粘膜中の深達度も異なっている。したがって、波長によって深達度が異なる光の特性を利用することで、図13に示すような輝度比と血管深さの相関関係を得ることができる。

【0067】

また、図10に示す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470nm近辺（例えば、中心波長470nm±10nm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し、酸化ヘモグロビン81の吸光係数の方が還元ヘモグロビン80の吸光係数より大きい。
- ・550nm近辺（例えば、中心波長550nm±10nmのGの波長範囲）では、酸素飽和度の影響を受けにくい。即ち、酸化ヘモグロビン81の吸光係数と還元ヘモグロビン80の吸光係数との差は小さいとみなせる。
- ・600nm近辺（例えば、中心波長600nm±10nm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に見え、還元ヘモグロビン80の吸光係数の方が酸化ヘモグロビン81の吸光係数より大きい。しかし、この範囲では、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といえる。

【0068】

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。

- ・波長600nm近辺ではヘモグロビンの影響がほとんどないと見なせるが、波長550nm近辺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、波長550nm近辺（Gの波長範囲）での反射率と波長600nm近辺（Rの波長範囲）での反射率との差が大きくなる。
- ・波長470nm近辺（Bの波長範囲）の反射率と波長550nm近辺（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。

【0069】

このため、473成分画像データの画素の輝度値と550成分画像データの画素の輝度値との間の第2輝度比 S_3/S_4 は、その値が酸素飽和度及び血液量の両方に依存して変化し、600成分画像データの画素の輝度値と550成分画像データの画素の輝度値との間の第1輝度比 S_5/S_4 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470nm近辺、波長550nm近辺及び波長600nm近辺の波長範囲を含む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。

したがって、これに基づいて作成することにより、図14に示すような第3及び第4輝度比 S_3/S_4 及び S_5/S_4 と、血液量および酸素飽和度との相関関係を表すグラフを得ることができる。

【0070】

酸素飽和度算出部 112 は、図 12 に示すように、相関関係記憶部 110 に記憶された第 1 の相関関係を表す表層酸素飽和度 LUT82 に基づき、輝度比算出部 108 で算出された第 1 及び第 2 輝度比 $S1/S2$ 、 $S1/S4$ に対応する酸素飽和度と血管深さを特定する。即ち、第 1 及び第 2 輝度比 $S1/S2$ 、 $S1/S4$ から、表層酸素飽和度 LUT82 を用いて酸素飽和度と血管深さ情報を算出する。ここで、酸素飽和度算出部 112 は、輝度比算出部 108 で算出された、血管領域内の所定画素についての第 1 及び第 2 輝度比 $S1/S2$ 及び $S1/S4$ から、図 13 に示す輝度座標系において対応する座標点 (X、Y) を特定し、特定された座標点 (X、Y) を血管情報座標系上の座標点とした UV 座標上の値を求め、座標点 (U、V) を特定する。これにより、血管領域内の所定位置の画素について、血管深さ情報 U 及び酸素飽和度 V を求めることができる。

10

また、酸素飽和度算出部 112 は、相関関係記憶部 110 に記憶された第 2 の相関関係を表す中深層酸素飽和度 LUT83 に基づき、同様にして、輝度比算出部 108 で算出された第 3 及び第 4 輝度比 $S3/S4$ および $S5/S4$ に対応する血液量情報および酸素飽和度を算出する。即ち、第 3 及び第 4 輝度比 $S3/S4$ および $S5/S4$ から、中深層酸素飽和度 LUT83 を用いて酸素飽和度と血液量情報を算出する。

【0071】

酸素飽和度算出部 112 では、図 12 に示すように、こうして得られた血管深さ情報から、LUT84 を用いて、血管深さに応じた酸素飽和度を算出するために、算出された表層酸素飽和度と中深層酸素飽和度とを重み付け加算するための重み付け係数 α と $1-\alpha$ とを算出する。

20

こうして算出された重み付け係数 α と表層酸素飽和度とを乗算すると共に、重み付け係数 $1-\alpha$ と表層酸素飽和度とを乗算し、それらの乗算結果を加算して、血管深さに応じて重み付け加算された酸素飽和度を算出する。

こうして、血管深さに適した酸素飽和度を算出することができる。

【0072】

酸素飽和度画像生成部 114 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（図示せず）を備えている。カラーテーブルには、例えば低酸素飽和度であるときにはシアン、中酸素飽和度であるときにはマゼンダ、高酸素飽和度であるときにはイエローというように、酸素飽和度の程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。酸素飽和度画像生成部 114 は、このようなカラーテーブルを用い、酸素飽和度算出部 112 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。

30

なお、カラーテーブルは、入力部 17 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。

そして、酸素飽和度画像生成部 114 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、第 1 フレームにおいて通常光画像処理部 102 において生成され、記憶部 67 に記憶されている白色光による通常観察画像の通常光画像データを読み出し、読み出された通常光画像データに対してカラー情報を反映、重畳させる、即ち、通常観察画像に対してカラー情報画像を合成することにより、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が反映（疑似カラー表示）された酸素飽和度画像データを生成する。

【0073】

40

特殊光画像処理部 104 で生成された酸素飽和度画像データ、血管深さ情報及び血液量情報は、制御部 65 に送られ、制御部 65 で各種情報と共に、内視鏡観察のための血管深さ情報及び／又は血液量情報を含む酸素飽和度画像にされ、酸素飽和度画像がそれぞれ精査診断画像として表示部 15 に表示され、酸素飽和度、特に、血管深さに応じて適切に算出された酸素飽和度が高精度に可視化される。また、血管深さ情報及び／又は血液量情報を含む酸素飽和度画像は、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記憶部 67 に記憶される。

【0074】

このように、特殊光モードにおいては、フレーム 1 では波長 405 nm の狭帯域光 N2 による 405 成分画像データを取得し、フレーム 2 では波長 445 nm の狭帯域光 N1 及

50

び蛍光体 57 による RGB 画像データから分光推定して 445 成分画像データ、550 成分画像データ及び 600 成分画像データを取得し、フレーム 3 では波長 473 nm の狭帯域光 N3 による 473 成分画像データを取得するので、表層酸素飽和度及び血管深さの算出には近接したフレーム 1 及び 2 を用いることができ、中深層酸素飽和度及び血液量の算出には近接したフレーム 2 及び 3 を用いることができる。したがって、表層酸素飽和度及び血管深さの算出、並びに中深層酸素飽和度及び血液量の算出において、被検体が動いた場合の位置ずれの影響を少なくすることができ、正確かつ高精度に酸素飽和度や血管深さ及び血液量を算出することができるので、正確かつ高精度な酸素飽和度を表示部 15 に表示することができ、可視化することができる。可視化された生体機能情報を含む酸素飽和度画像是、血管深さ情報や血液量情報を含む高精度で正確な酸素飽和度画像であり、病変部等の詳細かつ正確な診断を行うことができる精査診断に適した画像である。

10

【0075】

なお、本発明においては、血管深さ情報を、血管深さの程度に応じてカラー情報が割り当てられた血管深さ画像として生成する血管深さ画像生成部を有しても良い。このような血管深さ画像生成部は、血管深さの程度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。カラーテーブルには、例えば、血管深さが表層であるときには青、中層であるときには緑、深層であるときには赤というように、血管深さの程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。血管深さ画像生成部は、カラーテーブルから、酸素飽和度算出部 112 で算出された血管深さ情報 U に対応するカラー情報を特定する。

20

血管深さ画像生成部は、血管領域内の全ての画素についてカラー情報が特定されると、酸素飽和度画像生成部 114 と同様に、記憶部 67 に記憶されている通常観察画像の通常光画像データを読み出し、読み出された通常光画像データに対してカラー情報を反映、重畳させる、即ち、通常観察画像に対してカラー情報画像を合成することにより、血管深さの情報が反映された血管深さ画像データを生成する。生成された血管深さ画像データは再度記憶部 67 に記憶される。なお、カラー情報は、通常光画像データにではなく、各波長成分の分光画像データのいずれか、あるいはこれらを合成した合成画像に対して反映させてもよい。

【0076】

制御部 65 は、各診断モードにおいて画像処理済の画像データを応じた観察画像を表示部 15 に表示させるための表示制御部 65a と、内視鏡 11、光源装置 12 及びプロセッサ 13 内の各部を制御するコントローラ 65b とを有する。

30

表示制御回路 65a は、記憶部 67 から 1 又は複数の画像を読み出し、読み出した画像を表示部 15 に表示するためのものである。画像の表示形態としては様々なパターンが考えられる。例えば、表示部 15 の一方の側に通常画像を表示させ、他方の側に、酸素飽和度画像を表示させるようにしても良いし、血管深さ情報を表す血管深さ画像や、血液量情報を表す血液量画像を表示させるようにしても良い。また、酸素飽和度画像、血管深さ画像、及び血液量を表す画像の中から、入力部 17 の画像切替 SW（図示せず）により選択された血管深さ画像、酸素飽和度画像又は血管深さ画像のいずれか、若しくは、2 以上を表示させるようにしても良い。ここで、酸素飽和度画像では、例えば、低酸素飽和度を示す血管画像是シアンで、中酸素飽和度を示す血管画像是マゼンダで、高酸素飽和度を示す血管画像是イエローで表すことができる。一方、血管深さ画像では、例えば、表層血管を示す血管画像是青色で、中層血管を示す血管画像是緑色で、深層血管を示す血管画像是赤色で表すことができる。

40

なお、酸素飽和度、血管深さ及び血液量等を文字情報等の線画像として表示部 15 に表示しても良い。

【0077】

コントローラ 65b は、上記表 1 に示すように、特殊光モードにおいて撮像フレーム毎に光源装置 12 の光源制御部 49 が通常光源部 41 の狭帯域光源 41a 並びに狭帯域光源部 43 の狭帯域光源 43a 及び 43b を所定の順序で点灯制御するように、光源制御部 4

50

9に各光源の点灯制御信号を伝送して、光源制御部49を制御する。また、コントローラ65bは、内視鏡11の撮影制御部62が、各撮像フレーム毎の光源制御部49による各光源の点灯に応じて撮像素子21による撮像を行わせるように、撮影制御部62に撮影指示信号を伝送して、撮影制御部62を制御する。

記憶部67は、メモリやストレージ装置からなり、各観察モードの撮像画像の画像データや、画像処理部63で生成される酸素飽和度画像、血管深さ画像、及び血液量を表す画像の画像データや、その他、内視鏡装置10、特に、内視鏡11、プロセッサ13及び光源装置12等の駆動、操作、制御等において必要となる各種データやプログラムを記憶するものである。

【0078】

次に、本実施形態の内視鏡診断装置の作用を説明する。

まず、通常観察モードの場合の作用を説明する。

観察モード等の指示が、内視鏡装置10の入力部17からプロセッサ13の制御部65に入力され、通常観察モードに設定される。

通常観察モードの場合、プロセッサ13の制御部65により光源装置12の光源制御部49の動作が制御され、通常光源部41の狭帯域光源41a(LD445)がオン、残りの狭帯域光源部43の狭帯域光源43a及び43bがオフとされ、LD445から通常観察用の励起光E(狭帯域光N1)が発せられる。

【0079】

内視鏡11では、光源装置12から発せられる通常観察用の励起光Eが、それぞれ光ファイバ55a、55dによってスコープ先端部35の蛍光体57へ導光される。これにより、蛍光体57から疑似白色光が発せられ、それぞれ、照明窓37a、37b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39により集光され、撮像素子21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。

白色光画像の撮像信号(アナログ信号)は、AFE61により画像信号(デジタル信号)に変換され、画像処理部63に入力され、DSP64によりデジタル信号処理され、観察モードに従って、通常光画像処理部72により通常観察画像に適した所定の画像処理が施され、通常光画像データが出力される。そして、制御部65により、通常光画像データに基づいて通常観察画像が表示部15上に表示される。

【0080】

次に、特殊光観察モードの場合の動作を説明する。

まず、観察モード等の指示が、内視鏡装置10の入力部17からプロセッサ13の制御部65に入力され、特殊光観察モードに設定される。又は、通常光画像モードから特殊光観察モードに切り替えられる。特殊光観察モードになると、入力部17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114及び血管深さ画像生成部において、その観察部位に応じたカラーテーブルが選択される。

【0081】

特殊光モードでは、3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(表1のフレーム1)において、狭帯域光源部43の狭帯域光源43a(LD405)がオンに、残りの通常光源部41の狭帯域光源41a及び狭帯域光源部43の狭帯域光源43bがオフにされ、LD405から405nmの狭帯域光N2のみが発せられる。

内視鏡11では、光源装置12からの狭帯域光N2が、それぞれ光ファイバ55b、55cによってスコープ先端部35の光偏向・拡散部材58へ導光される。これにより、光偏向・拡散部材58で光量が均一化された狭帯域光N2が、それぞれ照明窓37a、37bから被検体の被観察領域に照射される。

続いて、撮像素子21により撮像されて撮像画像の画像信号が取得され、AFE61で

10

20

30

40

50

デジタル化され、画像処理部 63 の DSP 64 によりデジタル信号処理され、405 成分画像データが取得されて、記憶部 67 に記憶される。

【0082】

次に、第 2 フレーム（表 1 のフレーム 2）においては、狭帯域光源 43a がオフ、狭帯域光源 41a（LD 445）がオン、残りの狭帯域光源 43b がオフのまま維持され、LD 445 から通常観察用の励起光 E が発せられる。

内視鏡 11 では、光源装置 12 からの励起光 E が、それぞれ光ファイバ 55a、55d によってスコープ先端部 35 の蛍光体 57 へ導光される。これにより、蛍光体 57 に照射されて蛍光 F を発光し、励起光 E と蛍光 F とが合成された疑似白色光 Bw が、それぞれ照明窓 37a、37b から被検体の被観察領域に照射される。

10

続いて、撮像素子 21 により撮像されて撮像画像の RGB 画像信号が取得され、AFE 61 でデジタル化され、画像処理部 63 の DSP 64 によりデジタル信号処理されて白色光の RGB 画像データとされ、記憶部 67 に記憶される。

【0083】

続いて、第 3 フレーム（表 1 のフレーム 3）において、LD 445 がオフとされ、狭帯域光源 43b（LD 473）がオン、残りの狭帯域光源 43a もオフのまま維持され、LD 473 から狭帯域光 N3 が発せられる。

内視鏡 11 では、光源装置 12 からの狭帯域光 N3 が、第 1 フレームと同様に、それぞれ光ファイバ 55b、55c によってスコープ先端部 35 へ導光され、それぞれ照明窓 37a、37b から被検体の被観察領域に照射される。

20

続いて、第 1 フレームと同様に、撮像素子 21 により撮像され、撮像画像の画像信号が取得され、AFE 61 でデジタル化され、画像処理部 63 の DSP 64 によりデジタル信号処理されて、473 成分画像データとされ、記憶部 67 に記憶される。

なお、本発明では、第 1 フレームと第 3 フレームを入れ替えても良い。

【0084】

通常光画像処理部 102 では、記憶部 67 からフレーム 2 で得られた RGB 画像データを読み出し、読み出された RGB 画像データに通常観察画像に適した所定の画像処理が施され、通常光画像データが出力され、記憶部 67 に記憶される。

一方、特殊光画像処理部 104 では、分光推定部 106 において記憶部 67 から読み出された、第 2 フレームで得られた RGB 画像データを用いて分光推定が行われ、445 成分画像データ、550 成分画像データ及び 600 成分画像データが算出され、輝度比算出部 108 に送られる。

30

【0085】

次に、輝度比算出部 108 では、記憶部 67 から読み出された、第 2 フレームで得られた 405 成分画像データと、送られた 445 成分画像データ及び 550 成分画像データとから、血管を含む血管領域を特定する。続いて、輝度比算出部 108 は、血管領域内の同じ位置の画素について、405 成分画像データの画素の輝度値を S1、445 成分画像データの画素の輝度値を S2、550 成分画像データの画素の輝度値を S4 として、第 1 及び第 2 輝度比 $S1/S2$ 及び $S1/S4$ を算出する。

また、輝度比算出部 108 では、記憶部 67 から読み出された、第 3 フレームで得られた 473 成分画像データと、送られた 550 成分画像データ及び 600 成分画像データとから、血管を含む血管領域を特定する。続いて、輝度比算出部 108 は、血管領域内の同じ位置の画素について、473 成分画像データの画素の輝度値を S3、550 成分画像データの画素の輝度値を S4、600 成分画像データの画素の輝度値を S5 として、第 3 及び第 4 輝度比 $S3/S4$ 及び $S5/S4$ を算出する。

40

【0086】

こうして得られた第 1 及び第 2 輝度比 $S1/S2$ 及び $S1/S4$ 、並びに第 3 及び第 4 輝度比 $S3/S4$ 及び $S5/S4$ は、酸素飽和度算出部 112 に送られる。

続いて、酸素飽和度算出部 112 では、相関関係記憶部 110 に記憶されている、図 13 に示す分光輝度比 $S1/S2$ 及び $S1/S4$ と、表層酸素飽和度及び血管深さとの間の

50

第1の相関関係に基づいて、第1及び第2輝度比 $S1/S2$ 及び $S1/S4$ に対応する表層酸素飽和度及び血管深さ情報を算出する。

続いて、酸素飽和度算出部112では、相関関係記憶部110に記憶されている、図14に示す分光輝度比 $S3/S4$ 及び $S5/S4$ と、中深層酸素飽和度及び血液量との間の相関関係に基づいて、第3及び第4輝度比 $S3/S4$ 及び $S5/S4$ に対応する、中深層酸素飽和度及び血液量情報を算出する。

この後、酸素飽和度算出部112は、こうして算出された表層酸素飽和度及び中深層酸素飽和度を血管深さ情報に基づいて重み付け加算して血管深さに応じた適切な酸素飽和度を算出する。

こうして算出された酸素飽和度、血管深さ情報及び血液量情報は、酸素飽和度画像生成部114に送られる。

【0087】

次に、酸素飽和度画像生成部114は、酸素飽和度、血管深さ情報及び血液量情報が求まると、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、酸素飽和度、血管深さ情報及び血液量情報を求め、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114は、記憶部67から参照画像となる通常観察画像の通常光画像データを読み出し、この通常観察画像に対してカラー情報を反映させることにより、酸素飽和度画像データを生成する。生成された酸素飽和度画像データは、記憶部67に記憶される。

【0088】

そして、制御部65は、記憶部67から酸素飽和度画像データを読み出し、読み出した酸素飽和度画像データに基づいて、酸素飽和度画像を表示部15に疑似カラー表示する。

上記のようにして、内視鏡装置10では、被検体の動きの影響を少なくして、血管の深さの影響を低減しつつ、血管の深さ及び血液量を考慮した酸素飽和度の情報を正確に算出し、通常観察画像に酸素飽和度の分布を疑似カラー画像として重畳して可視化した高精度かつ正確な精査診断画像を表示することができる。

【0089】

上述した実施例においては、通常光源部41の狭帯域光源41a及び蛍光体57を用いて発生させた、基準光となる広帯域光である疑似白色光を被検体に照射して、RGB画像信号を取得し、通常画像のためのRGB画像データを得ると共に、RGB画像データから分光推定によって酸素飽和度を算出するための445成分画像データ、550成分画像データ及び600成分画像データを得るものであったが、本発明はこれに限定されず、RGB画像データから445成分画像データ、550成分画像データ及び600成分画像データ等の分光画像データを算出するのではなく、例えば、図15に示すように、基準光として、例えば、波長445nmの狭帯域光N4を出射する狭帯域光源43c(LD445)を用い、蛍光体57を通過させずに、狭帯域光N4を直接被検体に照射するものであっても良いし、550成分画像データ及び600成分画像データ等の他の分光画像データを得るために、波長550nmや、波長600nmや、その他の波長の狭帯域光を直接被検体に照射するものであっても良い。

この実施例の場合には、LD445による狭帯域光N4が基準となり、LD405による狭帯域光N2及びLD473による狭帯域光N3がその前後に照射されれば良い。

図15に示す内視鏡装置は、図1に示す内視鏡装置10と、狭帯域光源43cによる狭帯域光N4の被検体への直接照射以外は、同様の構成を有するものであるので、その説明は省略する。

【0090】

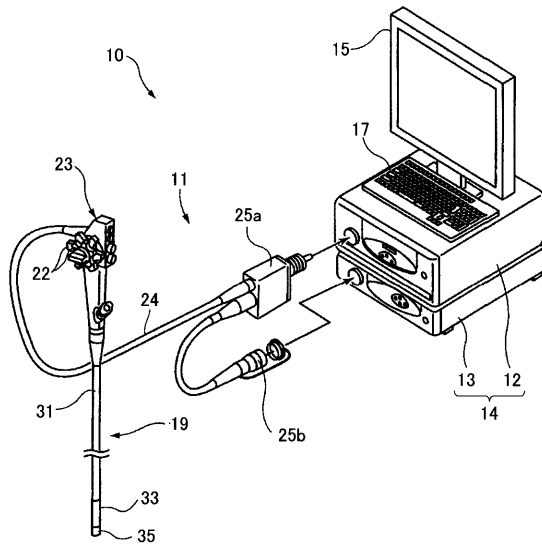
以上、本発明に係る内視鏡装置について種々の実施形態及び実施例を挙げて詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良又は変更をしてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

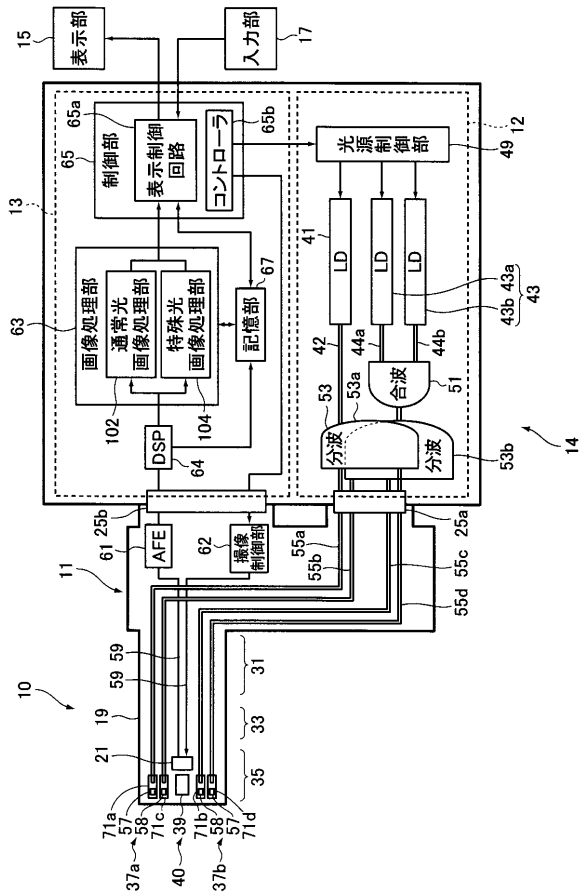
【0091】

10	内視鏡装置	
11	内視鏡	
12	光源装置	
13	プロセッサ	
15	表示部	
17	入力部	
19	挿入部	
21	撮像素子	10
23	操作部	
24	ユニバーサルコード	
25a、25b	コネクタ部	
31	軟性部	
33	湾曲部	
35	先端部	
37a、37b	照射口	
39	対物レンズユニット	
40	観察窓	
41	通常光源部	20
43	狭帯域光源部	
41a、43a、43b	狭帯域光源	
49	光源制御部	
51	コンバイナ	
53a、53b	カプラ	
55a～55d	光ファイバ	
57	蛍光体	
58	光偏向・拡散部材	
61	アナログ処理回路（AFE）	
62	撮像制御部	30
63	画像処理部	
64	デジタル信号処理回路（DSP）	
65	制御部	
65a	表示制御回路	
65b	コントローラ	
67	記憶部	
71a、71b、71c、71d	投光ユニット	
102	通常光画像処理部	
104	特殊光画像処理部	
106	分光推定部	40
108	輝度比算出部	
110	相関関係記憶部	
112	酸素飽和度算出部	
114	酸素飽和度画像生成部	
E	励起光	
N1、N2、N3、N4	狭帯域光	

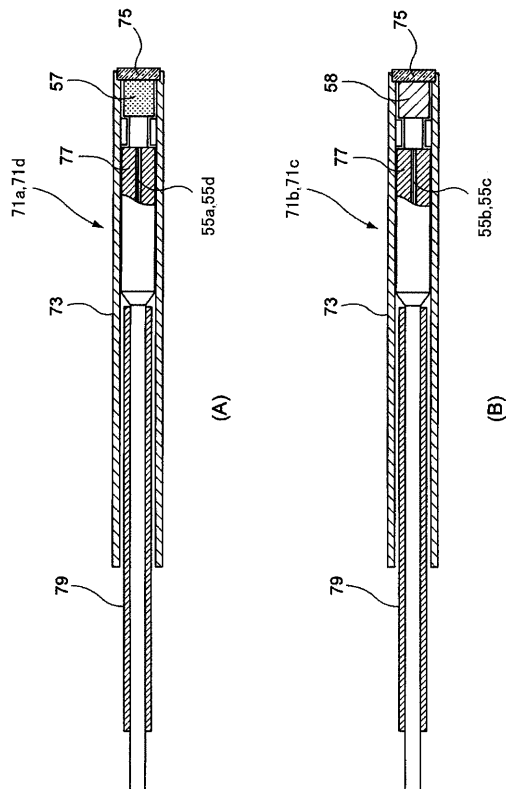
【図 1】



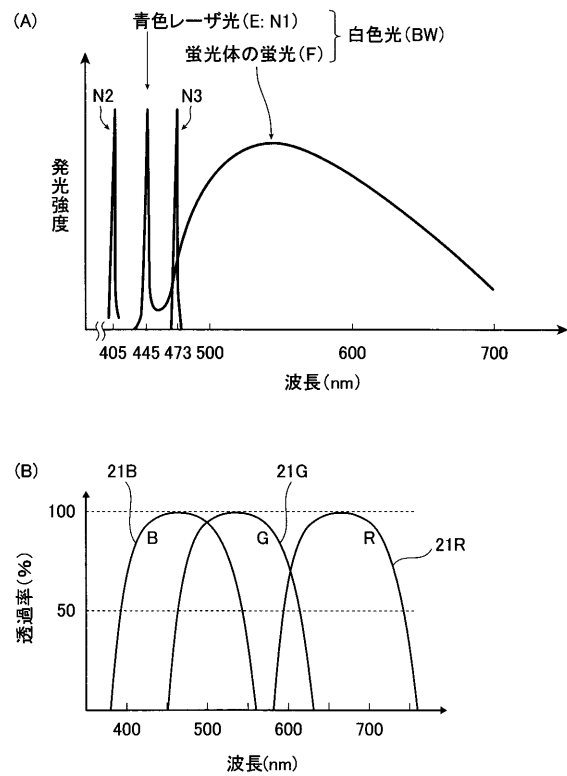
【図 2】



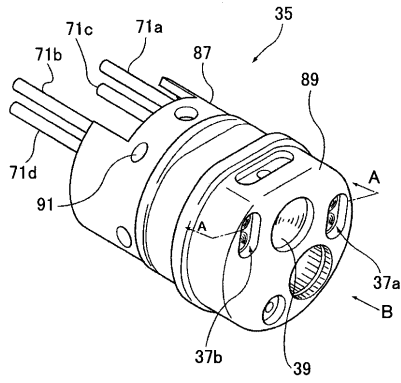
【図 3】



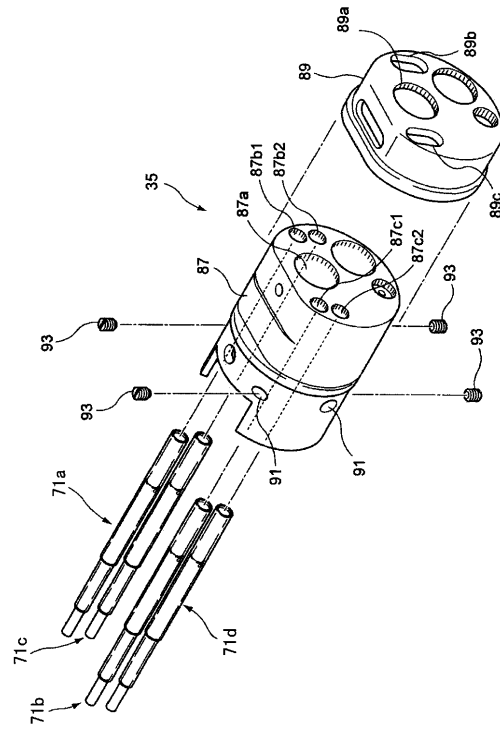
【図 4】



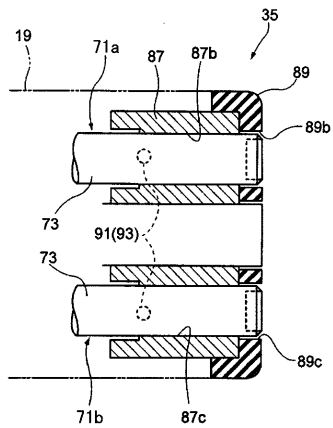
【図 5】



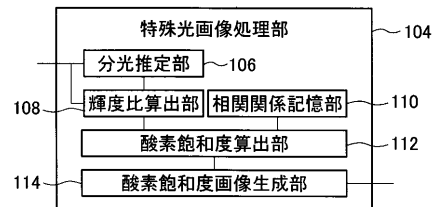
【図 6】



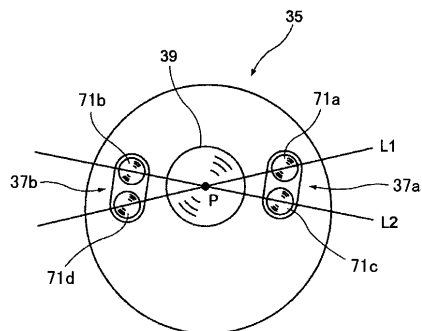
【図 7】



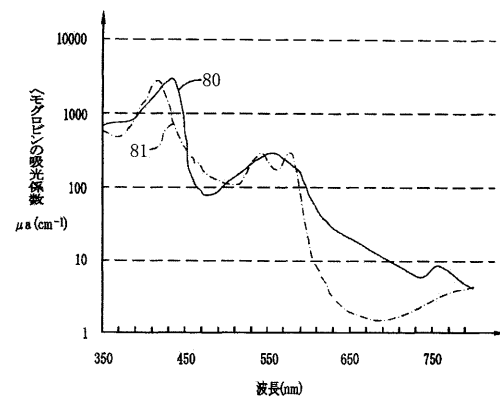
【図 9】



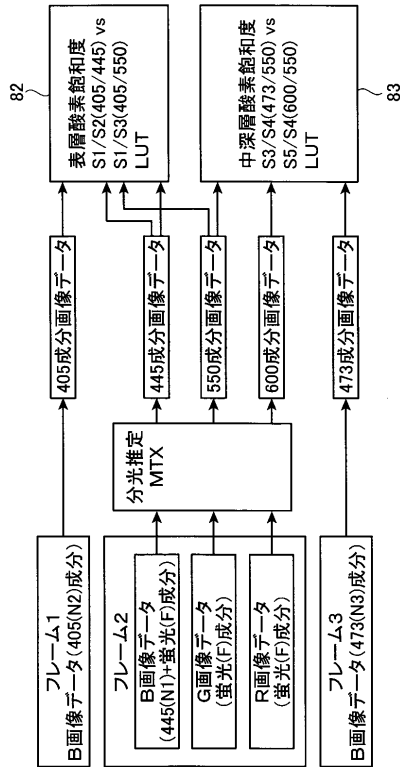
【図 8】



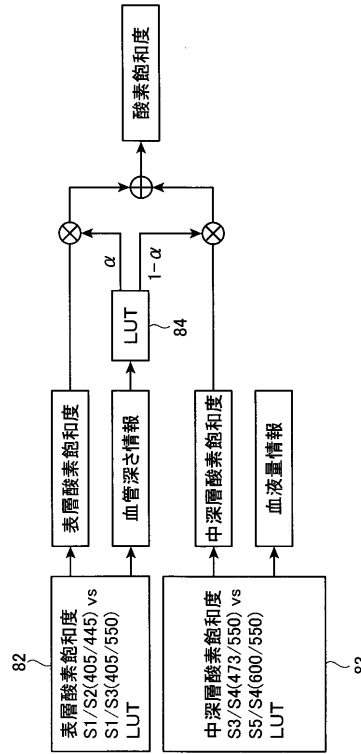
【図 10】



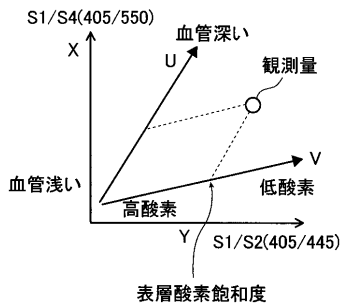
【図 1 1】



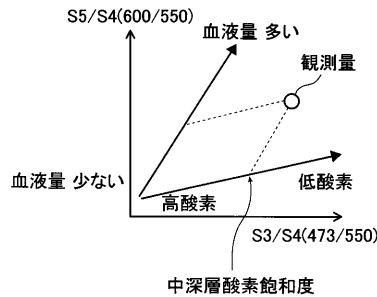
【図 1 2】



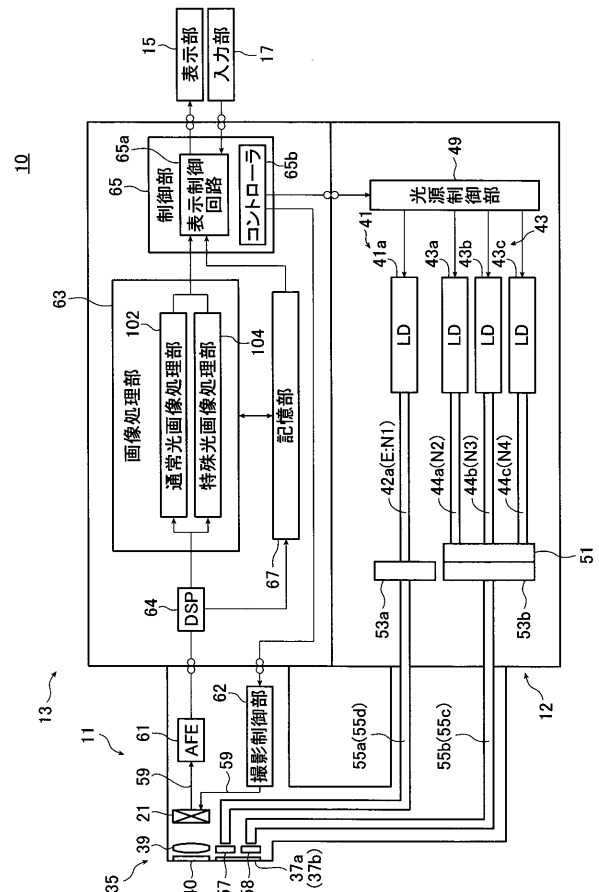
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

(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

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開2008-161550 (JP, A)
特開2000-262459 (JP, A)
特開2009-279172 (JP, A)
特開2007-111151 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5405445B2	公开(公告)日	2014-02-05
申请号	JP2010281704	申请日	2010-12-17
[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	山口博司 齋藤孝明		
发明人	山口 博司 齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0653 A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0638 A61B5/14551 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.520 A61B1/00.550 A61B1/045.615 A61B1/045.617 A61B1/06.611 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012125501A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其能够高精度地计算生物功能信息，例如生物粘膜等的氧饱和度，同时减少对象运动的影响，并且能够可视化生物氧气饱和度，准确且高精度的功能。注意：内窥镜装置包括：照明装置，用于利用包括标准光，第一参考光的至少三种具有不同波长的照明光照射作为物体的物体。第二参考光，用于周期性地切换每个成像帧的三种照明光的照明光切换装置；成像装置，用于通过每个成像帧中的三种照明光来捕获图像；生物信息获取装置，用于从捕获的图像数据中获取生物功能信息。照明光的照射顺序至少切换为第一参考光，标准光和第二参考光的顺序，标准光的标准图像和参考光的参考图像，以及生物基于标准图像和参考图像计算功能信息。

	7V-41	7V-42	7V-43
光源	LD405	LD445+荧光体	LD473