

(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2012-152333
(P2012-152333A)

(43) 公開日 平成24年8月16日 (2012.8.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 D	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2011-13148 (P2011-13148)	(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23年1月25日 (2011.1.25)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(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
		Fターム(参考)	2H040 CA06 CA11 CA22 GA02 GA05 4C061 AA01 BB00 CC06 DD03 GG01 HH54 LL02 MM05 NN01 NN05 QQ02 QQ07 RR02 SS08 SS11 TT02 TT03 TT04 WW08

最終頁に続く

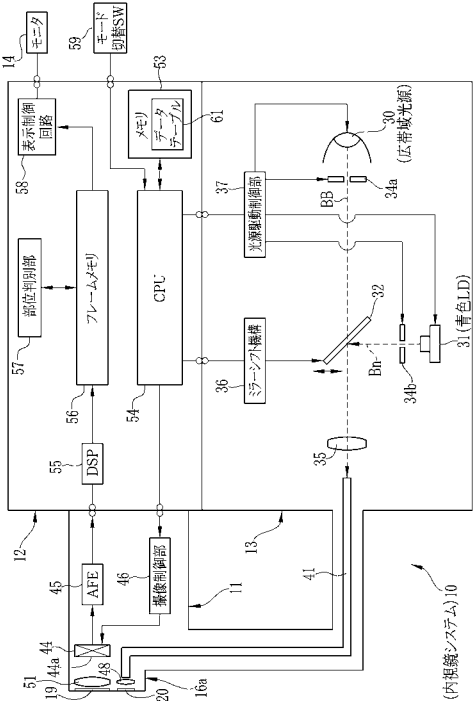
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその光源制御方法

(57) 【要約】

【課題】特殊光観察時における術者の手間を減らす。

【解決手段】光源装置13の広帯域光源30から出射される広帯域光BBの光路に、Dミラー32及び集光レンズ35を順番に配置する。Dミラー32に向けて青色(B)狭帯域光Bnを出射する青色LD31を設ける。プロセッサ装置12に、電子内視鏡11による撮影で得られた特殊光画像データに基づき、被観察部位の種類を判別する部位判別部57を設ける。プロセッサ装置12のCPU54は、部位判別部57の判別結果に基づき、広帯域光BB及びB狭帯域光Bnが被観察部位の種類毎に予め定められた光量比で出射されるように、広帯域光源30及び青色LD31を制御する。これにより、照明光の切り替えを自動的に行うことができるので、術者の手間を減らすことができる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

特殊光観察に用いる複数種類の照明光のいずれかを選択的に出射する光源と、
被検体内に挿入される挿入部を有し、前記光源から出射された前記照明光を挿入部先端部から前記被検体内の被観察部位へ照射する内視鏡と、
前記被観察部位の種類を判別する部位判別手段と、
前記部位判別手段が判別した前記被観察部位の種類に応じて、前記種類毎に予め定められた前記照明光を出射するように前記光源を制御する光源制御手段と、
前記照明光が照射された前記被観察部位を撮像して観察像を得る撮像手段と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記複数種類の照明光は、少なくとも第 1 光と第 2 光とを光量比を変えて混合してなる複数種類の混合光であり、
前記光源制御手段は、前記部位判別手段が判別した前記被観察部位の種類に応じて、予め定められた光量比の前記混合光を出射するように前記光源を制御することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 光は特定の波長帯域に制限された狭帯域光であるとともに、前記第 2 光は白色の広帯域光であり、
前記光源制御手段は、前記部位判別手段の判別結果に応じて、前記狭帯域光の光量を前記広帯域光の光量よりも増加させた第 1 照明モードと、前記狭帯域光の光量と前記広帯域光の光量とがほぼ等しくなる第 2 照明モードと、前記狭帯域光の光量を前記広帯域光の光量よりも減少させた第 3 照明モードとのいずれかの照明モードで前記光源を制御することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記狭帯域光は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークに対応する波長を有する青色狭帯域光であり、
前記光源制御手段は、前記部位判別手段が判別した前記被観察部位が食道である場合には前記第 1 照明モードを選択し、前記被観察部位が噴門である場合には前記第 2 照明モードを選択し、前記被観察部位が胃である場合には前記第 3 照明モードを選択することを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 5】

前記観察像を表示するモニタと、
前記観察像の R , G , B 画素値を、前記モニタの R , G , B チャンネルの中で前記照明モードの種類に応じて予め定められたチャンネルに出力する表示制御手段と、を備えることを特徴とする請求項 3 または 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、前記第 1 ~ 第 2 照明モード時には前記 B 画素値を前記 B , G チャンネルに出力するとともに、前記 G 画素値を前記 R チャンネルに出力することを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 7】

前記表示制御手段は、前記第 3 照明モード時には前記 R , G , B 画素値をそれぞれ前記 R , G , B チャンネルに出力することを特徴とする請求項 5 または 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 照明モード時に、前記観察像の画像データに対して、高周波数成分を強調する高域通過フィルタ処理を施す高域通過フィルタ処理手段を備えることを特徴とする請求項 3 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 2 照明モード時に、前記観察像の画像データに対して、予め指定された範囲内の

50

中周波数成分を強調する帯域通過フィルタ処理を施す帯域通過フィルタ処理手段を備えることを特徴とする請求項 3 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記部位判別手段は、前記観察像の画像データを解析することにより、前記被観察部位の種類を判別することを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記部位判別手段は、前記観察像に表層血管が多く集まっている場合には前記被観察部位が食道であると判別するとともに、前記観察像に中深層血管が多く集まっている場合には前記被観察部位が噴門であると判別することを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡システム。

10

【請求項 12】

特殊光観察に用いる複数種類の照明光のいずれかを選択的に出射する光源から出射された前記照明光を挿入部先端部から前記被検体内の被観察部位へ照射する第 1 ステップと、前記被観察部位の種類を判別する第 2 ステップと、

前記第 2 ステップで判別した前記被観察部位の種類に応じて、前記種類毎に予め定められた前記照明光を出射するように前記光源を制御する第 3 ステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの光源制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、食道や胃などの複数の被観察部位の特殊光観察を行う内視鏡システム及びその光源制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、特定の狭い波長帯域の光（狭帯域光）を生体組織に照射して、生体組織内の血管などを強調した観察像を得る、いわゆる特殊光観察を行う内視鏡システムが知られている（例えば、特許文献 1 参照）。血管（ヘモグロビン）の光吸収スペクトルは、415nm 付近や 540nm 付近の帯域に吸収ピークを持つため、これらの内視鏡システムでは、狭帯域光として、415nm 付近の光吸収率が高い帯域の波長を持つ青色（B）狭帯域光と、540nm 付近の光吸収率が高い帯域の波長を持つ緑色（G）狭帯域光を照明光として使用している。

30

【0003】

血管の光吸収率が高い帯域に対応する狭帯域光を使用すると、観察像においては、血管部分は光が吸収されるため暗く、血管の周辺組織では吸収されずに、散乱、反射するため明るく写る。そして、照明光を狭帯域化することにより、光吸収率が高い帯域から外れる波長が照明光から取り除かれるため、血管部分において散乱、反射する成分が減り、血管とその周辺組織のコントラストが強調された観察像が得られる。

【0004】

また、生体組織内における光の散乱特性は、波長が長いほど低くなるため、波長が長い光ほど生体組織の深層まで到達する（深達度が高い）。そのため、B 狭帯域光とより波長が長い G 狭帯域光の 2 種類の狭帯域光を利用することにより、B 狭帯域光により、生体組織表面近くの表層にある表層血管を強調した像を得て、G 狭帯域光により、より深い中深層の血管を強調した像を得ることができる。

40

【0005】

特許文献 1 の内視鏡システムは、白色光源と、青色狭帯域光及び緑色狭帯域光をそれぞれ透過する 2 種類のバンドパスフィルタが設けられた回転フィルタとを有し、回転フィルタを回転させることにより 2 種類のバンドパスフィルタが交互に白色光源の光路に挿入されるタイミングに合わせて、イメージセンサにより 2 種類の狭帯域光による観察像を時分割で撮像する面順次方式の撮像方式が採用されている。面順次方式では、撮像した 2 枚の

50

観察像を合成することにより、表層及び中深層の血管の両方が強調された観察像がモニタに表示される。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の面順次方式は、2 種類の狭帯域光による観察像を順次撮像するため、フレームレートを上げにくいという問題がある。この問題の解決策として、例えば 2 種類の狭帯域光を同時に照射して、各狭帯域光による観察像を同時に取得する混合同時照射方式が検討されている（特許文献 2 参照）。混合同時照射方式によれば面順次方式に比べてフレームレートを上げることができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 0 9 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 9 - 2 0 7 5 8 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 8 】

特殊光観察では、被観察部位の種類によって観察対象が異なるので、観察対象をより見易くするために照明光の切り替えを行うのが通常である。例えば、食道には表層血管が集まっており、この表層血管を観察し易くするため、食道の特殊光観察では、B 狭帯域光の光量を G 狭帯域光の光量よりも増加させた照明光が用いられる。また、食道と胃との接合部にある噴門には中深層血管が集まっているので、噴門の特殊光観察では G 狭帯域光の光量を B 狭帯域光の光量よりも増加させた照明光が用いられる。さらに、胃の特殊光観察では、暗部が奥まで広がっている胃の観察像を明るくするために、両狭帯域光に白色光を加えた照明光が用いられる。

20

【 0 0 0 9 】

このような照明光の切り替えは手動で行う必要があるので、特に食道から胃までの特殊光観察を連続して行う場合には術者の手間が増えるという問題が発生する。

【 0 0 1 0 】

本発明は上記問題を解決するためになされたものであり、照明光の切替操作を行うことなく、被観察部位の種類に応じた最適な照明光で特殊光観察を行うことができる内視鏡システム及びその光源制御方法を提供することを目的とする。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するため、本発明の内視鏡システムは、特殊光観察に用いる複数種類の照明光のいずれかを選択的に出射する光源と、被検体内に挿入される挿入部を有し、前記光源から出射された前記照明光を挿入部先端部から前記被検体内の被観察部位へ照射する内視鏡と、前記被観察部位の種類を判別する部位判別手段と、前記部位判別手段が判別した前記被観察部位の種類に応じて、前記種類毎に予め定められた前記照明光を出射するように前記光源を制御する光源制御手段と、前記照明光が照射された前記被観察部位を撮像して観察像を得る撮像手段と、を備えることを特徴とする。

40

【 0 0 1 2 】

前記複数種類の照明光は、少なくとも第 1 光と第 2 光とを光量比を変えて混合してなる複数種類の混合光であり、前記光源制御手段は、前記部位判別手段が判別した前記被観察部位の種類に応じて、予め定められた光量比の前記混合光を出射するように前記光源を制御することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

前記第 1 光は特定の波長帯域に制限された狭帯域光であるとともに、前記第 2 光は白色の広帯域光であり、前記光源制御手段は、前記部位判別手段の判別結果に応じて、前記狭帯域光の光量を前記広帯域光の光量よりも増加させた第 1 照明モードと、前記狭帯域光の光量と前記広帯域光の光量とがほぼ等しくなる第 2 照明モードと、前記狭帯域光の光量を

50

前記広帯域光の光量よりも減少させた第3照明モードとのいずれかの照明モードで前記光源を制御することが好ましい。

【0014】

前記狭帯域光は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピークに対応する波長を有する青色狭帯域光であり、前記光源制御手段は、前記部位判別手段が判別した前記被観察部位が食道である場合には前記第1照明モードを選択し、前記被観察部位が噴門である場合には前記第2照明モードを選択し、前記被観察部位が胃である場合には前記第3照明モードを選択することが好ましい。

【0015】

前記観察像を表示するモニタと、前記観察像のR、G、B画素値を、前記モニタのR、G、Bチャンネルの中で前記照明モードの種類に応じて予め定められたチャンネルに出力する表示制御手段と、を備えることが好ましい。

10

【0016】

前記表示制御手段は、前記第1～第2照明モード時には前記B画素値を前記B、Gチャンネルに出力するとともに、前記G画素値を前記Rチャンネルに出力することが好ましい。また、前記表示制御手段は、前記第3照明モード時には前記R、G、B画素値をそれぞれ前記R、G、Bチャンネルに出力することが好ましい。

【0017】

前記第1照明モード時に、前記観察像の画像データに対して、高周波数成分を強調する高域通過フィルタ処理を施す高域通過フィルタ処理手段を備えることが好ましい。また、前記第2照明モード時に、前記観察像の画像データに対して、予め指定された範囲内の中周波数成分を強調する帯域通過フィルタ処理を施す帯域通過フィルタ処理手段を備えることが好ましい。

20

【0018】

前記部位判別手段は、前記観察像の画像データを解析することにより、前記被観察部位の種類を判別することが好ましい。また、前記部位判別手段は、前記観察像に表層血管が多く集まっている場合には前記被観察部位が食道であると判別するとともに、前記観察像に中深層血管が多く集まっている場合には前記被観察部位が噴門であると判別することが好ましい。

【0019】

また、本発明の内視鏡システムの光源制御方法は、特殊光観察に用いる複数種類の照明光のいずれかを選択的に出射する光源から出射された前記照明光を挿入部先端部から前記被検体内の被観察部位へ照射する第1ステップと、前記被観察部位の種類を判別する第2ステップと、前記第2ステップで判別した前記被観察部位の種類に応じて、前記種類毎に予め定められた前記照明光を出射するように前記光源を制御する第3ステップと、を有することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0020】

本発明の内視鏡システム及びその光源制御方法は、被観察部位の種類を判別して、この種類毎に予め定められた照明光を被観察部位へ照射するので、照明光の切替操作を行うことなく、被観察部位の種類に応じた最適な照明光で特殊光観察を行うことができる。その結果、術者の手間を減らすことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの概略図である。

【図2】電子内視鏡の挿入経路を説明するための説明図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】マイクロフィルタの機能を説明するための説明図である。

【図5】データテーブルの説明図である。

【図6】特殊光観察処理の流れを示したフローチャートである。

50

【図 7】特殊光観察モード時の光源装置を示すブロック図である。

【図 8】カラーチャンネル割当が「特殊割当」に設定されたときのモニタの表示を説明するための説明図である。

【図 9】食道の観察像の一例を示したものである。

【図 10】噴門の観察像の一例を示したものである。

【図 11】部位検出部が噴門を認識する処理の他実施形態を説明するための説明図である。

【図 12】カラーチャンネル割当が「通常割当」に設定されたときのモニタの表示を説明するための説明図である。

【図 13】胃の観察像の一例を示したものである。

10

【図 14】特殊光画像データに空間周波数処理を施す第 2 実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 15】B 狭帯域光と広帯域光との光量比を調整可能にした他実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、患者体内の被観察部位を撮像する電子内視鏡 11 と、電子内視鏡 11 により得られた撮像信号に基づいて被観察部位の観察像を生成するプロセッサ装置 12 と、被観察部位を照明する照明光を電子内視鏡 11 へ出射する光源装置 13 と、観察像を表示するモニタ 14 とを備えている。この内視鏡システムは、特に被観察部位として食道、噴門、胃の特殊光観察を行う際に用いられる。

20

【0023】

内視鏡システム 10 では、大別して、体内を白色光などの広帯域光で照明することで被観察部位を全体的に観察する通常観察モードと、被観察部位を波長帯域が制限された狭帯域光で照明して血管などを強調表示した状態で観察する特殊光観察モードとの 2 つの観察モードを有している。

【0024】

また、特殊光観察モードでは、被観察部位の種類に応じて、食道の特殊光観察に適した照明光を用いる第 1 照明モードと、噴門の特殊光観察に適した照明光を用いる第 2 照明モードと、胃の特殊光観察に適した照明光を用いる第 3 照明モードとのいずれかが選択的に実行される。

30

【0025】

電子内視鏡 11 は、体内に挿入される可撓性の挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部に連設され、電子内視鏡 11 の把持及び挿入部 16 の操作に用いられる操作部 17 と、操作部 17 をプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 にそれぞれ接続するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【0026】

挿入部 16 の先端部位である挿入部先端部 16a には、管内の照明や撮影に用いられる光学系、イメージセンサなどが内蔵されている。また、挿入部先端部 16a の先端面には、観察窓 19 (図 3 参照)、照明窓 20 (図 3 参照)の他に、図示は省略するが送気送水ノズル、挿入部 16 内に挿通された鉗子チャネルの出口となる鉗子出口等が設けられている。挿入部先端部 16a の後端には、湾曲自在な湾曲部 16b が連設されている。

40

【0027】

操作部 17 には、アングルノブ 21、操作ボタン 22、鉗子入口 23 などが設けられている。アングルノブ 21 は、挿入部 16 の湾曲方向及び湾曲量を調整する際に回転操作される。操作ボタン 22 は、送気・送水や吸引等の各種の操作に用いられる。鉗子入口 23 は鉗子チャネルに連通している。

【0028】

ユニバーサルコード 18 には、送気・送水チャネル、信号ケーブル、及びライトガイ

50

ドなどが組み込まれている。このユニバーサルコード 18 の先端部にはコネクタ部 25 a が設けられている。このコネクタ部 25 a は光源装置 13 に接続する。また、コネクタ部 25 a からコネクタ部 25 b が分岐している。このコネクタ部 25 b はプロセッサ装置 12 に接続する。

【0029】

図 2 に示すように、電子内視鏡 11 は、挿入部 16 が患者 H の口から体内に挿入される、いわゆる上部消化管内視鏡であり、図中の矢印で示すように食道 E、噴門 C、胃 S などの各上部消化管の内部を順番に撮影する。

【0030】

図 3 に示すように、光源装置 13 は、広帯域光源 30 と、青色半導体レーザ装置（以下、単に青色 LD という）31 と、ダイクロイックミラー（以下、単に D ミラーという）32 と、可動絞り（以下、単に絞りという）34 a, 34 b と、集光レンズ 35 と、ミラーシフト機構 36 と、光源駆動制御部 37 とを備えている。

【0031】

広帯域光源 30 は、例えばキセノンランプ、白色 LED、マイクロホワイト光源（中心波長 445 nm の光を出射する光源と、この光の照射により励起発光する蛍光体とのセット）などが用いられ、波長が赤色領域から青色領域（約 470 ~ 700 nm）にわたる白色の広帯域光 BB を発生する。広帯域光源 30 は、広帯域光 BB を常時出射する。そして、広帯域光源 30 から出射される広帯域光 BB の光路の上流側から下流側に向かって、D ミラー 32 及び集光レンズ 35 が順に配置されている。

【0032】

青色 LD 31 は、特殊光観察モード時に、青色の特定の波長帯域（例えば中心波長 405 nm）に制限された青色（B）狭帯域光 Bn を D ミラー 32 に向けて出射する。この B 狭帯域光 Bn の光路は、広帯域光 BB の光路と略直交している。なお、B 狭帯域光 Bn の光源として青色 LD の代わりに、青色 LED などを用いてもよい。

【0033】

B 狭帯域光 Bn の波長帯域は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの吸収ピーク（415 nm 付近）にあわせて調整されている。生体組織の光散乱特性に関する知見などから、照射された光の波長が 470 nm 付近を超えなければ、表層血管では照射された光のほとんどが吸収されて挿入部先端部 16 a に返らない。逆に表層血管の周辺の生体組織では、比較的強い散乱特性によって照射された光の多くが反射して挿入部先端部 16 a にまで返る。これにより、表層血管とその周辺の生体組織とのコントラストが極めて高くなるため、表層血管を十分に強調表示することができる。

【0034】

一方、中深層血管の強調表示は、上記特許文献 1 に記載のように緑色狭帯域光を用いることなく、広帯域光 BB に含まれる波長が約 500 nm ~ 600 nm 付近の緑色光を用いて行われる。生体組織の光散乱特性に関する知見などから、照射された光の波長が 500 nm ~ 600 nm 付近の間では、光が表層血管よりも深部にある中深層血管に到達する。この光は中深層血管では吸収される一方で、中深層血管の周辺の生体組織では反射及び散乱される。その結果、中深層血管とその周りの生体組織とのコントラストが高くなるため、中深層血管などを十分に強調表示することができる。

【0035】

なお、広帯域光 BB には緑光以外の光も含まれているが、中深層血管を強調表示可能な波長帯域は、表層血管を強調表示可能な波長帯域よりも十分に広い。このため、緑光以外の光の影響による中深層血管のコントラスト低下は最小限に抑えられる。逆に本実施形態では、特許文献 1 のように緑色狭帯域光を出射する狭帯域光源を別途設ける必要がなくなるので、省スペース化ならびに低コスト化が図れる。

【0036】

D ミラー 32 は、広帯域光 BB の光路と、青色 LD 31 から出射される B 狭帯域光 Bn の光路とが交差する位置（以下、交差位置という）に進退自在に配置される。D ミラー 3

10

20

30

40

50

2 は、B 狭帯域光 B n は反射するがこれ以外の波長の光は透過させる。これにより、広帯域光 B B の大部分は D ミラー 3 2 を透過して集光レンズ 3 5 に入射する。また、B 狭帯域光 B n は D ミラー 3 2 により反射されて集光レンズ 3 5 に入射する。

【0037】

絞り 3 4 a は、広帯域光源 3 0 の前方に配置されており、広帯域光源 3 0 から出射する広帯域光 B B の光量を調整する。絞り 3 4 b は、青色 L D 3 1 の前方に配置されており、青色 L D 3 1 から出射する B 狭帯域光 B n の光量を調整する。

【0038】

集光レンズ 3 5 は、D ミラー 3 2 から入射した広帯域光 B B、B 狭帯域光 B n をライトガイド 4 1 に入射させる。ミラーシフト機構 3 6 は、D ミラー 3 2 を、交差位置と、この交差位置から退避させた退避位置との間で移動自在に保持する。このミラーシフト機構 3 6 は、プロセッサ装置 1 2 の制御の下、通常観察モード時には D ミラー 3 2 を退避位置に移動させ、特殊光観察モード時には D ミラー 3 2 を交差位置に移動させる。

10

【0039】

光源駆動制御部 3 7 は、プロセッサ装置 1 2 の制御の下、青色 L D 3 1 からの B 狭帯域光 B n の出射 / 出射停止を制御する。光源駆動制御部 3 7 は、通常観察モード時には青色 L D 3 1 からの B 狭帯域光 B n の出射を停止させ、特殊光観察モード時には青色 L D 3 1 から B 狭帯域光 B n を出射させる。

【0040】

また、光源駆動制御部 3 7 は、プロセッサ装置 1 2 の制御の下、絞り 3 4 a、3 4 b を絞り込んだり、あるいは開いたりすることにより、絞り 3 4 a、3 4 b の開口部の面積を変えることで、特殊光観察モードの各照明モード時に広帯域光源 3 0 及び青色 L D 3 1 からそれぞれ出射される広帯域光 B B と B 狭帯域光 B n の光量比を制御する。光源駆動制御部 3 7 は、第 1 照明モード時には B 狭帯域光 B n の光量の方が大きくなり、第 2 照明モード時には広帯域光 B B と B 狭帯域光 B n の光量が等しくなり、さらに第 3 照明モード時には広帯域光 B B の光量が大きくなるように、絞り 3 4 a、3 4 b の制御を行う。

20

【0041】

上記各構成により、光源装置 1 3 は、通常観察モード時には広帯域光 B B をライトガイド 4 1 に入射させ、第 1 ~ 第 3 照明モード時にはそれぞれ光量比の異なる広帯域光 B B と B 狭帯域光 B n との混合光をライトガイド 4 1 に入射させる。

30

【0042】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 1、C C D 型イメージセンサ（以下、C C D という、撮像手段）4 4、アナログ処理回路（A F E : Analog Front End）4 5、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 1 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどである。ライトガイド 4 1 は、その入射端が光源装置 1 3 に挿入されており、その出射端が挿入部先端部 1 6 a 内に設けられた照射レンズ 4 8 に対向している。ライトガイド 4 1 から照射レンズ 4 8 に入射した照明光は、照明窓 2 0 を通して被観察部位に照射される。そして、被観察部位で反射 / 散乱した光は、観察窓 1 9 を通して集光レンズ 5 1 に入射する。

【0043】

C C D 4 4 は、複数のフォトダイオード 5 2（以下、P D 5 2 という、図 4 参照）が 2 次元配列された撮像面 4 4 a を有しており、集光レンズ 5 1 から入射する被写体光を各 P D 5 2 で電氣的な撮像信号に変換して A F E 4 5 へ出力する。なお、C C D の代わりに M O S 型のイメージセンサを用いてもよい。C C D 4 4 には、プロセッサ装置 1 2 により制御される撮像制御部 4 6 が接続している。C C D 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 へ出力する。

40

【0044】

図 4 に示すように、C C D 4 4 は、各 P D 5 2 上に 2 次元配列された赤色、緑色、青色のマイクロフィルタ F R、F G、F B を備えるカラー C C D である。C C D 4 4 は、マイクロフィルタ F R とその下方（図中では側方、以下同じ）に配置された P D 5 2 とからなる R 画素、マイクロフィルタ F G とその下方に配置された P D 5 2 とからなる G 画素、マ

50

マイクロフィルタ F B とその下方に配置された P D 5 2 とからなる B 画素を備える。

【 0 0 4 5 】

マイクロフィルタ F R は、広帯域光 B B のうち、赤色帯域の赤色 (R) 光を透過させる。マイクロフィルタ F G は、広帯域光 B B のうち、緑色帯域の緑色 (G) 光を透過させる。マイクロフィルタ F B は、広帯域光 B B のうち、青色帯域の青色 (B) 光を透過させる。各マイクロフィルタ F R , F G , F B により、撮像面 4 4 a に入射する光を R G B の 3 色に分離することができる。なお、B 光には B 狭帯域光 B n が含まれる。

【 0 0 4 6 】

図 3 に戻って、A F E 4 5 は、図示は省略するが、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 / デジタル変換器 (A / D) から構成されている。C D S は、C C D 4 4 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てノイズを除去する。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 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装置 1 2 に送る。

【 0 0 4 7 】

プロセッサ装置 1 2 は、メモリ 5 3 と、C P U 5 4 と、デジタル信号処理部 (Digital Signal Processor : D S P) 5 5 と、フレームメモリ 5 6 と、部位判別部 5 7 と、表示制御回路 5 8 と、モード切替スイッチ 5 9 とを備えている。メモリ 5 3 には、内視鏡システム 1 0 を制御するための各種のプログラムやデータの他に、データテーブル 6 1 が格納されている。

【 0 0 4 8 】

C P U 5 4 は、プロセッサ装置 1 2 の各部、並びに光源装置 1 3 のミラーシフト機構 3 6 や光源駆動制御部 3 7 に信号線で接続されており、メモリ 5 3 から読み出したプログラムやデータに基づき、これらを統括的に制御する。

【 0 0 4 9 】

D S P 5 5 は、A F E 4 5 から入力される撮像信号に対し、ホワイトバランス調整、色調処理、階調処理、シャープネス処理などの信号処理を行う。D S P 5 5 は、通常観察モード時には、A F E 4 5 から入力される B 撮像信号、G 撮像信号、R 撮像信号に上記信号処理を施すことによって、B , G , R の 3 色の画素値を持つ通常画像データを生成する。この通常画像データはフレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 0 】

一方、D S P 5 5 は、観察モードが特殊光観察モードに設定されている場合に、A F E 4 5 から入力される B 撮像信号 (B 狭帯域撮像信号を含む)、G 撮像信号、R 撮像信号に適宜信号処理を施すことによって、B , G , R の 3 色の画素値を持つ特殊光画像データを生成する。この特殊光画像データもフレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 1 】

部位判別部 5 7 は特殊光観察モード時に作動する。この部位判別部 5 7 は、フレームメモリ 5 6 に新たに記憶された特殊光画像データを解析して、被観察部位が食道 E、噴門 C、及び胃 S のいずれであるかを判別する。例えば、食道 E から胃 S に至る上部消化管の径は、一定ではなく各部においてそれぞれ異なっている。具体的に、上部消化管の径は噴門 C が一番小さくなり、逆に胃 S が一番大きくなる。特殊光画像データにおいて、挿入部先端部 1 6 a の進行方向前方に位置する上部消化管の内部空間は暗部 B L (図 9 参照) となる。このため、暗部 B L の面積を求めることで、被観察部位の種類を判別することができる。

【 0 0 5 2 】

また、食道 E には表層血管が集まるとともに、噴門 C には中深層血管が集まっている。このため、これら表層血管や中深層血管をランドマークとして、被観察部位の種類を判別することができる。

【 0 0 5 3 】

例えば部位判別部 5 7 は、暗部 B L の面積が所定の面積下限値以上かつ面積上限値未満

10

20

30

40

50

であり、さらに表層血管の密度が所定の密度上限値以上である場合には、被観察部位が食道Eであると判別する。また、部位判別部57は、暗部BLの面積が面積下限値未満かつ中深層血管の密度が密度上限値以上である場合には、被観察部位が噴門Cであると判別する。そして、部位判別部57は、暗部BLの面積が面積上限値以上である場合には、被観察部位が胃Sであると判別する。この部位判別部57の判別結果は、CPU54に逐次入力される。

【0054】

表示制御回路58は、観察モードが通常観察モードである場合には、フレームメモリ56から通常画像データを読み出し、この通常画像データに基づいてモニタ14に通常画像を表示させる。モニタ14に通常画像を表示する際には、図4に示すように、通常画像データのB、G、Rの3色の画素値を、それぞれモニタ14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てて出力する。

10

【0055】

一方、表示制御回路58は、観察モードが第1～第2照明モードである場合には、フレームメモリ56から特殊光画像データを読み出し、この特殊光画像データに基づいてモニタ14に特殊光画像を表示させる。この特殊光画像を表示する際には、CCD44のB画素で取得したB画素値をモニタ14のB、Gチャンネルに割り当て、G画素で取得したG画素値をモニタ14のRチャンネルに割り当てる(図8参照)。モニタ14に表示される特殊光画像の表層血管部分は、B狭帯域光 B_n の吸収により画素値が「0」に近くなることで、B、Gチャンネルが暗くなり、Rチャンネルのみが相対的に明るくなるので、茶色に表示される。また、中深層血管部分は、波長500nm～600nm付近のG光の吸収によりRチャンネルが暗くなるので、B、Gチャンネルを混合したシアン色や緑色などで表示される。

20

【0056】

また、表示制御回路58は、観察モードが第3照明モードである場合には、通常観察モード時と基本的に同様にして、特殊光画像データのB、G、Rの3色の画素値を、それぞれモニタ14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てて出力する。

【0057】

モード切替スイッチ59は、例えばプロセッサ装置12のフロントパネルなどに設けられており、内視鏡システム10の観察モードを通常観察モードまたは特殊光観察モードに切り替える際に操作される。CPU54は、モード切替スイッチ59で設定された観察モードの種類に応じて、光源装置13の各部を制御して、この光源装置13から出射される照明光の種類を切り替える。なお、モード切替スイッチ59は、電子内視鏡11の操作部17に設けてもよい。

30

【0058】

図5に示すように、データテーブル61には、第1～第3照明モードと、各照明モードにそれぞれ対応した被観察部位(食道E、噴門C、胃S)と、B狭帯域光 B_n と広帯域光BBとの光量比(以下、単に光量比という)と、モニタ14の各カラーチャンネルへの各色画素値の割当を示すカラーチャンネル割当とが対応付けて格納されている。

【0059】

カラーチャンネル割当は、通常割当と特殊割当との2種類からなる。通常割当では、画像データのB、G、Rの3色の画素値を、それぞれモニタ14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに出力する。また、特殊割当では、画像データのB画素値をB、Gチャンネルに出力するとともに、G画素値をRチャンネルに出力する。これにより、CPU54は、データテーブル61を参照することで、被観察部位の種類から、照明モードと、光量比と、カラーチャンネル割当とをそれぞれ決定することができる。

40

【0060】

CPU54は、ROMから読み出した各種プログラムを逐次実行することで、出射制御部(光源制御手段)63及び表示制御部64として機能する。出射制御部63は、特殊光観察モード時に作動する。この出射制御部63は、部位判別部57の判別結果に基づき、データテーブル61を参照して、部位判別部57が判別した被観察部位に対応する照明モ

50

ードと、この照明モードに対応する光量比とを決定し、この決定結果に従って光源駆動制御部 37 を制御する。これにより、部位判別部 57 が判別した被観察部位の特殊光観察に適した照明光が光源装置 13 から出射される。

【0061】

表示制御部 64 は、特殊光観察モード時に作動する。表示制御部 64 は、データテーブル 61 を参照して、出射制御部 63 が決定した照明モードに対応するカラーチャンネル割当を決定し、この決定結果に従って表示制御回路 58 を制御する。これにより、被観察部位の種類に応じて、モニタ 14 に表示される観察像の色調が切り替わる。

【0062】

次に、図 6 に示すフローチャートを用いて上記構成の内視鏡システム 10 の作用、特に特殊光観察モード時における動作について詳しく説明する。プロセッサ装置 12 や光源装置 13 などの電源が ON されて内視鏡検査の準備処理（以下、検査準備処理という）が行われると、CCD 44 の駆動が開始されるとともに、広帯域光源 30 から広帯域光 BB が出射される。なお、内視鏡システム 10 は、電源 ON 時の初期状態では通常観察モードに設定されるが、広帯域光 BB を用いた通常観察は従来と基本的に同じであるため、通常観察モードでの検査については説明を省略する。

10

【0063】

検査準備処理の完了後に、挿入部 16 を患者 H の口から食道 E 内に挿入する。そして、食道 E から胃 S までの特殊光観察を連続して行う場合には、モード切替スイッチ 59 を特殊光観察モードに切り替える。なお、特殊光観察モードでは、初期状態で例えば第 1 照明モードが設定される。

20

【0064】

CPU 54 は、モード切替スイッチ 59 が特殊光観察モードに切り替えられたときに、光源装置 13 のミラーシフト機構 36 に対して挿入指令を発する。ミラーシフト機構 36 は、CPU 54 からの挿入指令を受けて、Dミラー 32 を交差位置に移動させる。

【0065】

また、特殊光観察モードへの切替と同時に、CPU 54 の出射制御部 63 及び表示制御部 64 が作動する。出射制御部 63 は、光源駆動制御部 37 に対して、光量比（ $B_n : B_B = 4 : 1$ ）の情報を含む第 1 照明モード切替指令を発する。表示制御部 64 は、新たな特殊光画像データがフレームメモリ 56 に格納されるまで待機する。

30

【0066】

図 7 に示すように、光源駆動制御部 37 は、出射制御部 63 からの第 1 照明モード切替指令を受けて絞り 34a、34b を制御して、青色 LD 31 及び広帯域光源 30 からそれぞれ B 狭帯域光 B_n 、広帯域光 B_B を光量比 4 : 1 で出射させる。

【0067】

広帯域光源 30 から出射された広帯域光 B_B は、Dミラー 32 を透過して集光レンズ 35 に入射する。また、青色 LD 31 から出射された B 狭帯域光 B_n は、Dミラー 32 により集光レンズ 35 に向けて反射される。これにより、集光レンズ 35 には、光量比 4 : 1 の B 狭帯域光 B_n と広帯域光 B_B の混合光（以下、第 1 混合光という） B_n, B_B が入射する。この第 1 混合光 B_n, B_B は集光レンズ 35 を通してライトガイド 41 に入射する。

40

【0068】

ライトガイド 41 に入射した第 1 混合光 B_n, B_B は、照射レンズ 48 を通って照明窓 20 から食道 E 内に照射される。これにより、食道 E 内で反射 / 散乱した第 1 混合光 B_n, B_B が、観察窓 19 及び集光レンズ 51 を通って CCD 44 に入射する。

【0069】

図 8 に示すように、CCD 44 に入射した第 1 混合光 B_n, B_B のうち、マイクロフィルタ FB に入射した B 光や B 狭帯域光 B_n は、マイクロフィルタ FB を透過してその下方に配置された PD 52 で受光される。また、マイクロフィルタ FG に入射した G 光は、マイクロフィルタ FG を透過してその下方に配置された PD 52 で受光される。さらに、マ

50

マイクロフィルタFRに入射したR光は、マイクロフィルタFRを透過してその下方に配置されたPD52で受光される。各PD52は、受光した光を電氣的な撮像信号に変換してAFE45へ出力する。AFE45は、CCD44からの各色撮像信号に各種信号処理を施して、デジタルな各色撮像信号をプロセッサ装置12のDSP55へ出力する。

【0070】

各色撮像信号は、DSP55により各種信号処理が施された後、特殊光画像データとしてフレームメモリ56に記憶される。そして、表示制御部64は、新たな特殊光画像データがフレームメモリ56に格納されたときに、観察モードが第1照明モードである場合には、データテーブル61を参照してカラーチャンネル割当を特殊割当に決定する。次いで、表示制御部64は、表示制御回路58に対して特殊割当表示指令を発する。

10

【0071】

表示制御回路58は、表示制御部64からの特殊割当表示指令を受けて、新たにフレームメモリ56に記憶された特殊光画像データを読み出し、特殊光画像データのB画素値をモニタ14のB、Gチャンネルに出力するとともに、G画素値をモニタ14のRチャンネルへ出力する。これにより、モニタ14に食道E内の観察像66a(図9参照)が表示される。

【0072】

図9に示すように、第1照明モード下ではB狭帯域光Bnの光量を増加させているのでB狭帯域撮像信号が増幅される。その結果、観察像66a中では、食道Eに集まっている表層血管が茶色でより強調表示される。これにより、表層血管を集中的に観察することができる。なお、図中の符号V1は表層血管である。

20

【0073】

観察像66aの表示と並行して、部位判別部57は、新たにフレームメモリ56に記憶された特殊光画像データを解析して得た暗部BLの面積、茶色で表示される表層血管の密度、及びシアン色や緑色等で表示される中深層血管の密度などに基づき被観察部位の種類を判別し、この判別結果をCPU54へ送る。

【0074】

部位判別部57が被観察部位を食道Eと判別した場合には、上述の第1照明モード下での照明光の出射、特殊光画像データの取得、観察像66aの表示、被観察部位の判別が継続して実行される。

30

【0075】

一方、挿入部16が食道Eのさらに奥に押し込まれて、挿入部先端部16aが噴門Cの近傍に到達した場合には、観察像66a中の暗部BLの面積と、表層血管の密度とが減少するとともに、中層血管の密度が増加する。このため、部位判別部57は、暗部BLの面積が所定の面積下限値未満となり、かつ中深層血管の密度が所定の密度上限値以上になった場合には、被観察部位が噴門Cであると判別し、この判別結果をCPU54へ送る。

【0076】

出射制御部63は、部位判別部57の判別結果に基づき、データテーブル61を参照して、観察モードを第2照明モードに決定するとともに、光源駆動制御部37に対して、光量比($B_n : B_B = 1 : 1$)の情報を含む第2照明モード切替指令を発する。

40

【0077】

光源駆動制御部37は、出射制御部63からの第2照明モード切替指令を受け絞り34a、34bを制御して、光量比 $B_n : B_B = 1 : 1$ となるように青色LD31及び広帯域光源30からそれぞれ出射されるB狭帯域光Bn、広帯域光BBの光量を調整する。これにより、光量比1:1のB狭帯域光Bnと広帯域光BBの混合光(以下、第2混合光という)Bn、BBが噴門C及びその周辺に照射される。

【0078】

噴門Cの周辺で反射/散乱した第2混合光Bn、BBは、観察窓19などを通してCCD44に入射する。これにより、第1照明モード時と同様に特殊光画像データが生成されてフレームメモリ56に記憶される。

50

【 0 0 7 9 】

表示制御部 6 4 は、新たな特殊光画像データがフレームメモリ 5 6 に格納されたときに、観察モードが第 2 照明モードである場合には、データテーブル 6 1 の参照結果に基づき、表示制御回路 5 8 に対して特殊割当表示指令を発する。これにより、図 1 0 に示すように、モニタ 1 4 に噴門 C の近傍の観察像 6 6 b が表示される。なお、図中の符号 V 2 は中深層血管である。

【 0 0 8 0 】

第 2 照明モードでは第 1 照明モードよりも広帯域光 B B の光量を増加させているので、この広帯域光 B B 中に含まれる波長 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m 付近の G 光の光量も増加する。その結果、観察像 6 6 b 中では噴門 C の周辺に集まっている中深層血管がシアン色や緑色等でより強調表示される。これにより、中深層血管を集中的に観察することができる。

10

【 0 0 8 1 】

なお、第 1 照明モード下では広帯域光 B B の光量が少ないため、特殊光画像データを解析しても中深層血管が検出し難い。このため、挿入部先端部 1 6 a が噴門 C の近傍に到達したときに、部位判別部 5 7 による中深層血管の密度の判定結果が実際の密度よりも低くなった場合には、第 2 照明モードへの切り替えが遅れるおそれがある。この場合には、噴門 C の周辺の中深層血管が観察し難くなることがある。

【 0 0 8 2 】

そこで、図 1 1 に示すように、部位判別部 5 7 が噴門 C を認識する認識度が 1 0 0 % (例えば、暗部 B L の面積が所定の面積下限値「X」未満、かつ中深層血管の密度が所定の密度上限値「Y」以上)に達する前の段階、認識度が例えば 2 0 % に達した時に第 2 照明モードへの切り替えを行ってもよい。なお、認識度 2 0 % とは、例えば暗部 B L の面積が「2 X」未満、かつ中深層血管の密度が「Y / 2」以上というような、噴門 C の存在をある程度は予測可能な値である。

20

【 0 0 8 3 】

このように、噴門 C の存在を予測して第 2 照明モードへの切り替えを早めることで、部位判別部 5 7 による中深層血管の検出精度が上がるため、噴門 C を認識する確度が高くなる。その結果、挿入部先端部 1 6 a が噴門 C の近傍に到達したときに、迅速に第 2 照明モードに切り替えられる。なお、この切替時には、認識度に応じて広帯域光 B B の光量を徐々に増加させてもよい。

30

【 0 0 8 4 】

図 6 に戻って、観察像 6 6 b の表示と並行して、部位判別部 5 7 は、新たにフレームメモリ 5 6 に記憶された特殊光画像データを解析して被観察部位の種類を判別し、この判別結果を C P U 5 4 へ送る。そして、部位判別部 5 7 が被観察部位を噴門 C と判定した場合には、上述の第 2 照明モード下での照明光の出射、特殊光画像データの取得、観察像 6 6 b の表示、被観察部位の判別が継続して実行される。

【 0 0 8 5 】

一方、挿入部 1 6 がさらに奥に押し込まれて、挿入部先端部 1 6 a が胃 S の内部に到達した場合には、胃 S の内部は暗いので観察像 6 6 b 中の暗部 B L の面積が急激に増加する。このため、部位判別部 5 7 は、暗部 B L の面積が所定の面積上限値以上になった場合には、被観察部位が胃 S であると判別し、この判別結果を C P U 5 4 へ送る。

40

【 0 0 8 6 】

出射制御部 6 3 は、部位判別部 5 7 の判別結果に基づき、データテーブル 6 1 を参照して、観察モードを第 3 照明モードに決定するとともに、光源駆動制御部 3 7 に対して、光量比 (B n : B B = 1 : 2) の情報を含む第 3 照明モード切替指令を発する。

【 0 0 8 7 】

光源駆動制御部 3 7 は、出射制御部 6 3 からの第 3 照明モード切替指令を受け絞り 3 4 a , 3 4 b を制御して、光量比 B n : B B = 1 : 2 となるように青色 L D 3 1 及び広帯域光源 3 0 の出射光量をそれぞれ制御する。これにより、光量比 1 : 2 の B 狭帯域光 B n と広帯域光 B B の混合光 (以下、第 3 混合光という) B n , B B が胃 S の内部に照射される

50

。

【0088】

胃Sの内部で反射／散乱した第3混合光B_n、B_Bは、観察窓19などを通してCCD44に入射する。これにより、第1～第2照明モード時と同様に特殊光画像データが生成されてフレームメモリ56に記憶される。

【0089】

表示制御部64は、新たな特殊光画像データがフレームメモリ56に格納されたときに、観察モードが第3照明モードである場合には、データテーブル61の参照結果に基づき、表示制御回路58に対して通常割当表示指令を発する。

【0090】

図12に示すように、表示制御回路58は、表示制御部64からの通常割当表示指令を受けて、新たにフレームメモリ56に記憶された特殊光画像データを読み出し、特殊光画像データのB、G、Rの3色の画素値を、それぞれモニタ14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに出力する。これにより、図13に示すように、モニタ14に胃Sの観察像66cが表示される。

【0091】

第3照明モードでは、第1～第2照明モードよりも広帯域光B_Bの光量を増加させているので、暗い胃Sの内部の観察を行う際に、観察像66cが暗くなって見づらくなることが防止される。また、カラーチャンネル割当を「通常割当」に切り替えることで、明るい通常観察像をベースとして表層血管を観察することができるので、暗い胃Sの内部でも表層血管が見づらくなることが防止される。

【0092】

図6に戻って、観察像66cの表示と並行して、部位判別部57は、新たにフレームメモリ56に記憶された特殊光画像データを解析して被観察部位の種類を判別し、この判別結果をCPU54へ送る。そして、部位判別部57が被観察部位を胃Sと判定した場合には、上述の第3照明モード下での照明光の出射、特殊光画像データの取得、観察像66cの表示、被観察部位の判別が継続して実行される。

【0093】

一方、部位判別部57が被観察部位を噴門Cまたは食道Eと判定した場合には、上述の第2照明モード、第1照明モードでの照明光の出射、特殊光画像データの取得、観察像の表示、被観察部位の判別が実行される。これにより、胃Sの観察後に、患者Hの体内から挿入部16を抜く場合には、特殊光観察モードが第3照明モード、第2照明モード、第1照明モードの順番で切り替わる。

【0094】

特殊光観察時に、挿入部先端部16aから照明光が照射される被観察部位の種類に応じてB狭帯域光B_nと広帯域光B_Bの光量比を変えることにより、光源装置13から出射される照明光の種類を切り替えているので、術者が照明光の切替操作を行うことなく、被観察部位の種類に応じた最適な照明光で特殊光観察を行うことができる。その結果、術者の手間を省くことができる。

【0095】

[第2実施形態]

次に、図14を用いて本発明の第2実施形態の内視鏡システム70について説明を行う。上記第1実施形態の内視鏡システム10では、被観察部位の種類に応じてB狭帯域光B_nと広帯域光B_Bの光量比を変えているが、内視鏡システム70では、第1実施形態と同様に光量比を変えた上でさらに被観察部位の種類に応じて異なる空間周波数処理を特殊光画像データに施す。なお、内視鏡システム70は、プロセッサ装置71を除けば、第1実施形態の内視鏡システム10と同じ構成であるので、上記第1実施形態と機能・構成上一のものについては同一符号を付してその説明は省略する。

【0096】

プロセッサ装置71は、基本的には第1実施形態のプロセッサ装置12と同じ構成であ

10

20

30

40

50

る。ただし、プロセッサ装置 7 1 では、特殊光観察モード時に CPU 7 2 が空間周波数処理部（高域通過フィルタ処理手段、帯域通過フィルタ処理手段）7 3 として機能するとともに、メモリ 5 3 にデータテーブル 7 4 が格納されている。

【0097】

空間周波数処理部 7 3 は、部位判別部 5 7 による被観察部位の判別結果に基づき、データテーブル 7 4 を参照して、フレームメモリ 5 6 に格納された特殊光画像データに対して予め定められた空間周波数処理のいずれかを施す。この空間周波数処理には、特殊光画像データの周波数成分を強調する高域通過フィルタ（High-Pass Filter：HPF）処理と、指定範囲内の中周波数成分を強調する帯域通過フィルタ（Bandwidth-Pass Filter：BPF）処理とがある。なお、空間周波数処理は公知であるので、ここでは具体的な説明は省略する。

10

【0098】

データテーブル 7 4 は、基本的に第 1 実施形態のデータテーブル 6 1 と同じであるが、さらに被観察部位（食道 E、噴門 C、胃 S）の種類に、空間周波数処理の「実行の有無」及び「種類」が対応付けて格納されている。具体的に、食道 E の特殊光観察を行う第 1 照明モードでは「HPF」が設定され、噴門 C の特殊光観察を行う第 2 照明モードでは「BPF」が設定され、胃 S の特殊光観察を行う第 3 照明モードでは空間周波数処理を行わない「×」が設定されている。

【0099】

空間周波数処理部 7 3 は、食道 E 内の表層血管を集中的に観察する第 1 照明モード時には、フレームメモリ 5 6 に格納された特殊光画像データに対して HPF 処理を施す。HPF 処理により表層血管のエッジが強調されるので、第 1 実施形態よりも表層血管がより強調表示される。

20

【0100】

また、空間周波数処理部 7 3 は、噴門 C の周辺の中深層血管を集中的に観察する第 2 照明モード時には、フレームメモリ 5 6 に格納された特殊光画像データに対して BPF 処理を施す。BPF 処理により中深層血管が強調されるので、第 1 実施形態よりも中深層血管がより強調表示される。なお、中深層血管を強調表示可能な BPF の指定周波数の範囲は実験やシミュレーション等で決定される。

【0101】

30

第 1 ～ 第 2 照明モード時に特殊光画像データに空間周波数処理を施す以外の処理については第 1 実施形態と同じであるため、ここでは説明を省略する。

【0102】

[第 3 実施形態]

上記第 1 実施形態では、第 1 ～ 第 3 照明モードでそれぞれ B 狭帯域光 B_n と広帯域光 B_B との光量比が固定されているが、例えば図 1 5 に示すように、データテーブル 6 1 の代わりにデータテーブル 7 5 をメモリ 5 3 に格納することによって、第 1 ～ 第 3 照明モードでそれぞれ光量比を調整可能になる。

【0103】

40

光量比の調整は、例えばフットスイッチ 7 6 などを用いて術者が手動で段階的に行ってもよく、あるいは部位判別部 5 7 が判別した暗部 B_L の面積、表層血管や中深層血管の密度に応じて CPU 5 4 が自動的に行ってもよい。各照明モード下における光量比の調整幅は、実験やシミュレーション等で適宜決定される。ここで、フットスイッチ 7 6 を用いて光量比の調整を行う場合には、例えばスイッチ操作回数に応じて、光量比を調整可能範囲内で段階的（0.5、0.6、・・・1.5、0.5、・・・）に変化させてもよい。

【0104】

なお、データテーブル 7 5 では、広帯域光 B_B の光量を調整することで光量比の調整を行っているが、B 狭帯域光 B_n の光量あるいは両光 B_n、B_B の光量を調整することで光量比の調整を行ってもよい。また、第 2 実施形態も同様に、第 1 ～ 第 3 照明モードでそれぞれ光量比を調整可能にしてもよい。

50

【 0 1 0 5 】

上記各実施形態では、部位判別部 5 7 が判別した被観察部位の種類に応じて照明モードを自動的に切り替えているが、この切り替えを手動で行う手動切替モードを別途に設けてもよい。

【 0 1 0 6 】

上記各実施形態では、カラーイメージセンサとして 1 C C D 方式の C C D 4 4 を用いているが、この代わりに 3 個の C C D とプリズムとからなる、いわゆる 3 C C D 方式を採用してもよい。また、上記各実施形態では、プロセッサ装置の C P U により光源装置の各部を制御しているが、これら各部を制御する C P U 等の制御部を光源装置に設けてもよい。

【 0 1 0 7 】

上記各実施形態では、特殊光観察モード時に、被観察部位に応じて光量比が異なる B 狭帯域光 B n と広帯域光 B B との混合光を光源装置 1 3 から出射しているが、例えば照明光として広帯域光 B B の代わりに緑色狭帯域光を用いてもよい。また、被観察部位に応じて、光量比が異なる 3 種類以上の各種照明光の混合光を出射する場合にも本発明を適用することができる。

【 0 1 0 8 】

上記各実施形態では、被観察部位として食道 E から胃 S までの上部消化管を例にあげて説明を行ったが、例えば体内の各種被観察部位を観察する内視鏡システムにも本発明を適用することができる。

【 0 1 0 9 】

上記各実施形態の部位判別部 5 7 は、特殊光画像データを解析することにより照明光が照射される被観察部位の種類を判別しているが、各種方法を用いて被観察部位の種類を判別してもよい。例えば、被観察部位の P H の検出結果に基づいて被観察部位の種類を判別することができる（特許 3 3 2 1 2 3 5 号参照）。また、例えばコンピュータ断層撮影（C T）装置を利用するなど、患者体内での挿入部先端部 1 6 a の位置を検出する各種位置検出方法を用いても、被観察部位の種類を判別することができる。また、食道 E 及び胃 S 内部の形状や、噴門 C の形状などの単純なパターン認識で被観察部位の種類を判別してもよい。

【 0 1 1 0 】

上記各実施形態では、光源装置 1 3 から電子内視鏡 1 1 へ広帯域光 B B や B 狭帯域光 B n を出射しているが、これら両光の光源である広帯域光源 3 0 及び青色 L D 3 1 を挿入部先端部 1 6 a 内に設けてもよい。

【 0 1 1 1 】

上記各実施形態では、表層血管や中深層血管の特殊光観察を行う内視鏡システムについて例に挙げて説明を行ったが、特定の波長の光を利用して行う蛍光観察（Auto Fluorescence Imaging）、赤外光観察（Infra Red Imaging）、光線力学的診断（Photodynamic diagnosis）などの各種特殊光観察に用いられる内視鏡システムに本発明を適用することができる。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 2 】

- 1 0 , 7 0 内視鏡システム
- 1 1 電子内視鏡
- 1 2 , 7 1 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 1 4 モニタ
- 3 0 広帯域光源
- 3 1 青色 L D
- 3 4 a , 3 4 b 絞り
- 3 7 光源駆動制御部
- 5 4 , 7 2 C P U

10

20

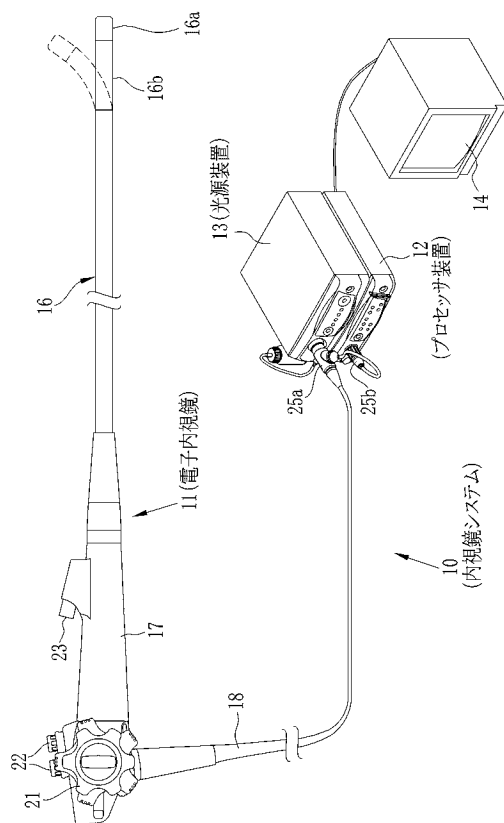
30

40

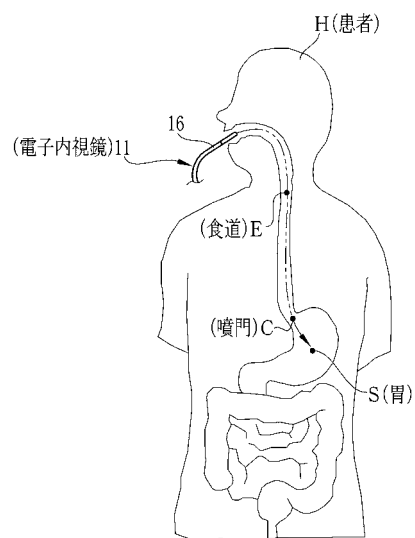
50

- 5 7 部位判別部
- 5 8 表示制御回路
- 6 1 , 7 4 , 7 5 データテーブル
- 6 3 出射制御部
- 6 4 表示制御部
- 7 3 空間周波数処理部

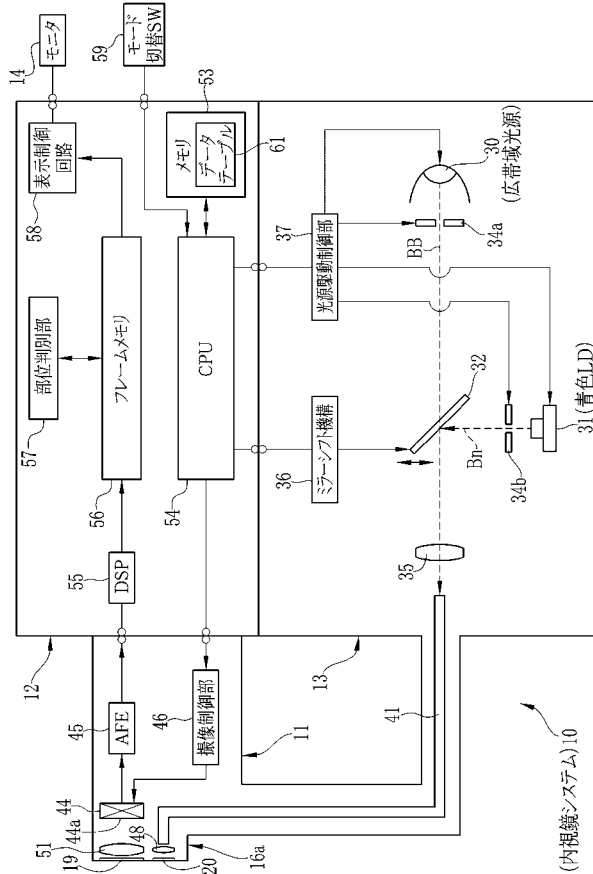
【 図 1 】



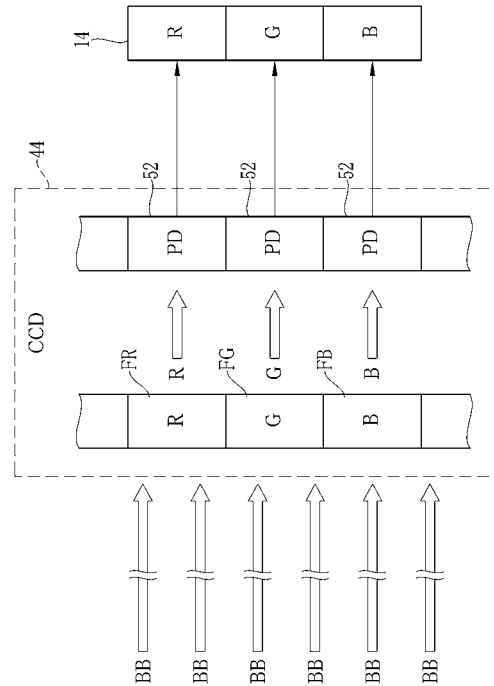
【 図 2 】



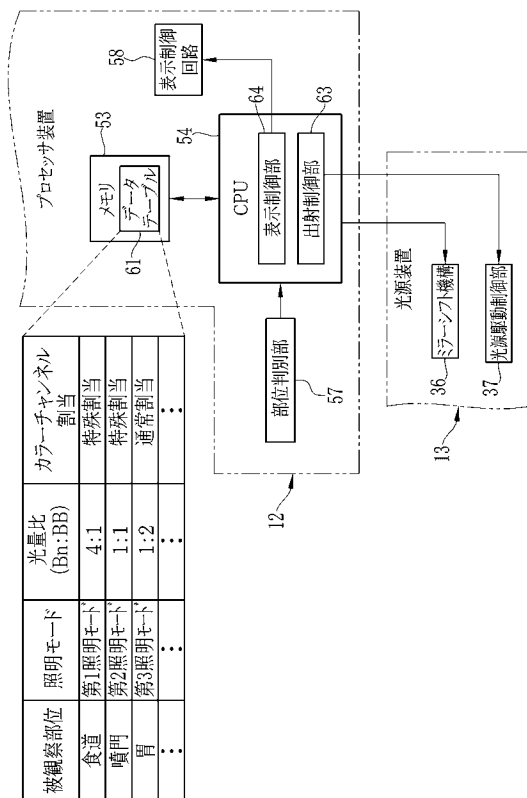
【 図 3 】



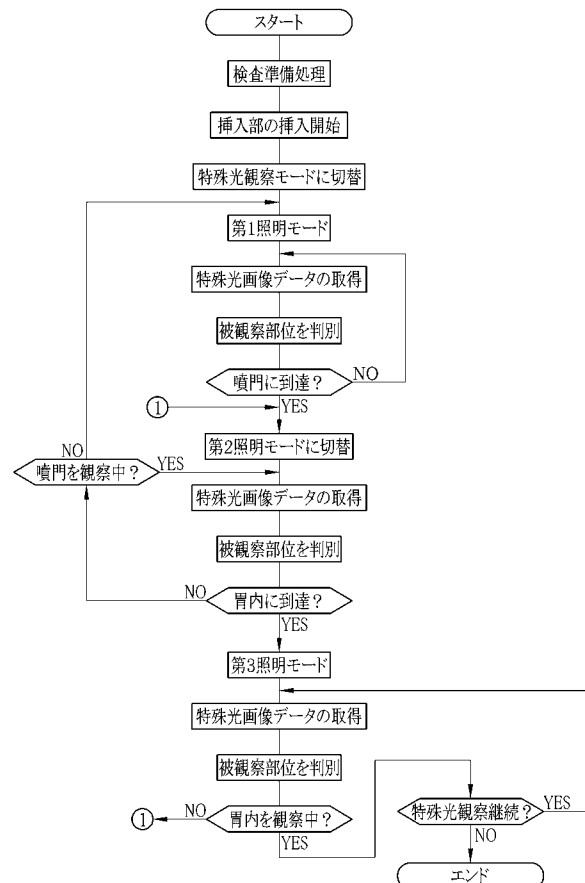
【 図 4 】



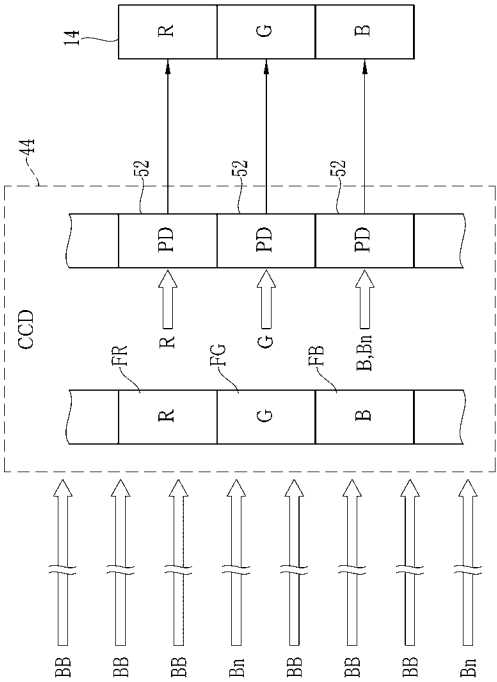
【 図 5 】



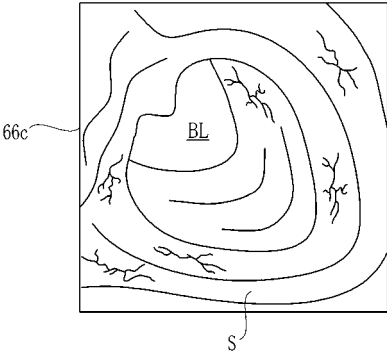
【 図 6 】



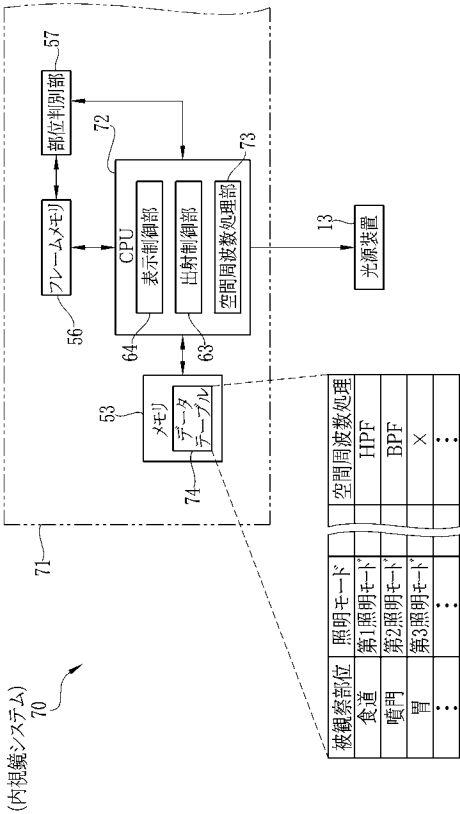
【図 1 2】



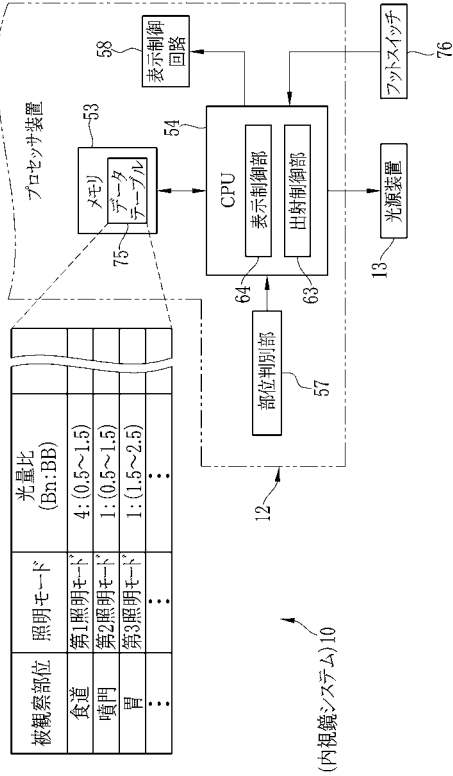
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA01 BB00 CC06 DD03 GG01 HH54 LL02 MM05 NN01 NN05
QQ02 QQ07 RR02 SS08 SS11 TT02 TT03 TT04 WW08

专利名称(译)	内窥镜系统及其光源控制方法		
公开(公告)号	JP2012152333A	公开(公告)日	2012-08-16
申请号	JP2011013148	申请日	2011-01-25
[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	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/26.D A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/273		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA05 4C061/AA01 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/SS08 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/TT03 4C061/TT04 4C061/WW08 4C161/AA01 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/SS08 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/TT03 4C161/TT04 4C161/WW08		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5568489B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少特殊光观察期间操作者的负担。解决方案：D-镜32和聚光透镜35按顺序排列在宽带光源发出的宽带光束BB的光路上提供了朝向D镜32发射蓝色（B）窄光束Bn的蓝色LD31。处理器装置12设置有部件识别单元57，用于基于通过用电子显微镜11拍摄获得的特殊光图像数据来识别待观察部件的种类。基于部件识别单元57的识别结果，处理器装置12的CPU 54控制宽带光源30和蓝色LD 31，使得宽带光束BB和B窄光束Bn以对于每种待观察部件预定的光量比发射。因此，由于可以自动切换照明光束，所以可以减轻操作者的负担。

