

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6586206号  
(P6586206)

(45) 発行日 令和1年10月2日(2019.10.2)

(24) 登録日 令和1年9月13日(2019.9.13)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/045 (2006.01)**  
 A 6 1 B 1/045 6 2 2  
 A 6 1 B 1/045 6 1 7

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2018-154993 (P2018-154993)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成30年8月21日 (2018. 8. 21)		富士フイルム株式会社
(62) 分割の表示	特願2014-261273 (P2014-261273) の分割		東京都港区西麻布2丁目26番30号
原出願日	平成26年12月24日 (2014.12.24)	(74) 代理人	110001988
(65) 公開番号	特開2018-171544 (P2018-171544A)		特許業務法人小林国際特許事務所
(43) 公開日	平成30年11月8日 (2018.11.8)	(72) 発明者	久保 雅裕
審査請求日	平成30年8月22日 (2018.8.22)		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	▲高▼ 芳徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

照明光を発する光源部と、  
 前記照明光で照明された観察対象を撮像して第1静止画を取得する撮像部と、  
 前記第1静止画を記憶する静止画記憶部と、  
 前記第1静止画の一部を切り取って第1部分静止画を生成する部分静止画生成部と、  
 前記観察対象を動画表示領域に動画表示し、且つ前記第1部分静止画を拡大せずに表示部に表示する制御を行う表示制御部と、  
 を備え、  
 前記撮像部は、前記第1部分静止画に対応する部位が前記動画表示領域に入ったときに撮像を行って、第2静止画を取得し、  
 前記静止画記憶部は、前記第2静止画を記憶し、  
 前記第1静止画から第1生体数値情報を算出し、前記第2静止画から第2生体数値情報を算出する生体数値情報算出部を備える内視鏡システム。

【請求項2】

前記表示制御部は、前記動画表示領域とは別の部分静止画表示領域に、前記第1部分静止画を表示する制御を行う請求項1記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記表示制御部は、前記動画表示領域に、前記第1部分静止画を重畳表示する制御を行う請求項1記載の内視鏡システム。

## 【請求項 4】

前記第 1 部分静止画の縁部には、前記動画表示と識別するための識別表示が設けられている請求項 3 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記部分静止画生成部は、前記第 2 静止画の一部を切り取って第 2 部分静止画を生成し、

前記表示制御部は、前記第 2 静止画の取得後は、前記第 1 部分静止画の表示を停止し、前記第 2 部分静止画の表示を開始する制御を行う請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 6】

前記第 1 静止画を取得したときに発光した照明光の発光量と前記第 2 静止画を取得したときに発光した照明光の発光量とを比較する発光量比較部と、

前記発光量比較部の比較結果に基づいて、前記第 1 生体数値情報又は前記第 2 生体数値情報の少なくとも一方を補正する数値補正部とを備える請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 7】

前記撮像部は、前記第 2 部分静止画に対応する部位が前記動画表示領域に入ったときに撮像を行って、第 3 静止画を取得し、

前記静止画記憶部は前記第 3 静止画を記憶する請求項 5 または 6 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 8】

撮像部が、照明光で照明された観察対象を撮像して第 1 静止画を取得する第 1 撮像ステップと、

静止画記憶部が、前記第 1 静止画を記憶する第 1 静止画記憶ステップと、  
部分静止画生成部が、前記第 1 静止画の一部を切り取って第 1 部分静止画を生成する第 1 部分静止画生成ステップと、

表示制御部が、前記観察対象を動画表示領域に動画表示し、且つ前記第 1 部分静止画を拡大せずに表示部に表示する制御を行う第 1 表示制御ステップと、

前記撮像部が、前記第 1 部分静止画に対応する部位が前記動画表示領域に入ったときに撮像を行って、第 2 静止画を取得する第 2 撮像ステップと、

前記静止画記憶部が、前記第 2 静止画を記憶する第 2 静止画記憶ステップと、  
生体数値情報算出部が、前記第 1 静止画から第 1 生体数値情報を算出し、前記第 2 静止画から第 2 生体数値情報を算出する生体数値情報算出ステップと、  
を備える内視鏡システムの作動方法。

## 【請求項 9】

前記第 1 表示制御ステップでは、前記動画表示領域とは別の部分静止画表示領域に、前記第 1 部分静止画を表示する制御を行う請求項 8 記載の内視鏡システムの作動方法。

## 【請求項 10】

前記第 1 表示制御ステップでは、前記動画表示領域に、前記第 1 部分静止画を重畳表示する制御を行う請求項 8 記載の内視鏡システムの作動方法。

## 【請求項 11】

前記部分静止画生成部が、前記第 2 静止画の一部を切り取って第 2 部分静止画を生成する第 2 部分静止画生成ステップと、

前記表示制御部が、前記第 2 静止画の取得後は、前記第 1 部分静止画の表示を停止し、前記第 2 部分静止画の表示を開始する制御を行う第 2 表示制御ステップとを有する請求項 8 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システムの作動方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、病変部の診断に寄与する生体数値情報を取得する内視鏡システム及びその作

10

20

30

40

50

動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて、診断することが一般的になっている。この内視鏡システムを用いた診断では、モニタに表示された画像をドクターが観察して、病変部位か否かの判断を行っている。このような内視鏡画像に基づく診断はドクターの熟練度が大きく影響することから、ドクターの熟練度によらない新たな診断方法が求められている。

【0003】

例えば、病変部とヘモグロビン量とは相関関係があることから、特許文献1では、ヘモグロビン量をIHb (Index of Hemoglobin) として定量化し、IHbを病変部の診断に用いることが記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2003-220019号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

IHbなど生体数値情報を用いた診断においては、例えば、図4に示すように、観察対象である胃のうち、食道側から順に、A地点、B地点、C地点の3つの地点の生体数値情報を算出し、それぞれの値を比較して、病変の進行度合いを把握することがある。この場合、各地点で撮像したときの観察対象の距離や各地点で発光したときの照明光の発光量など、各地点での照明条件や撮影条件も各地点で異なると、その影響を受けて、各地点で算出した生体数値情報を正確に比較することが難しくなる。

20

【0006】

例えば、A地点、B地点、C地点における病変の進行度合いが同じ場合であっても、各地点での照明条件や撮影条件が各地点で異なった場合には、各地点における生体数値情報は同じにはならないため、それら生体数値情報を正確に比較することが難しくなる。したがって、異なる複数の観察対象の生体数値情報を正確に比較するためには、各観察対象での照明条件や撮影条件を同じ状態にして、生体数値情報算出用の画像を取得できるようにすることが求められていた。

30

【0007】

本発明は、複数の観察対象の生体数値情報を算出する場合において、各観察対象での照明条件や撮影条件を同じ状態にして、生体数値情報算出用の画像を取得することができる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の内視鏡システムは、照明光を発する光源部と、照明光で照明された観察対象を撮像して第1静止画を取得する撮像部と、第1静止画を記憶する静止画記憶部と、第1静止画の一部を切り取って第1部分静止画を生成する部分静止画生成部と、観察対象を動画表示領域に動画表示し、且つ第1部分静止画を表示部に表示する制御を行う表示制御部と、を備え、撮像部は、第1部分静止画に対応する部位が動画表示領域に入ったときに撮像を行って、第2静止画を取得し、静止画記憶部は、第2静止画を記憶し、第1静止画から第1生体数値情報を算出し、第2静止画から第2生体数値情報を算出する生体数値情報算出部を備える。

40

【0009】

表示制御部は、動画表示領域とは別の部分静止画表示領域に、第1部分静止画を表示する制御を行うことが好ましい。表示制御部は、動画表示領域に、第1部分静止画を重畳表示する制御を行う。第1部分静止画の縁部には、動画表示と識別するための識別表示が設

50

けられていることが好ましい。

【0010】

部分静止画生成部は、第2静止画の一部を切り取って第2部分静止画を生成し、表示制御部は、第2静止画の取得後は、第1部分静止画の表示を停止し、第2部分静止画の表示を開始する制御を行うことが好ましい。

【0011】

第1静止画を取得したときに発光した照明光の発光量と第2静止画を取得したときに発光した照明光の発光量とを比較する発光量比較部と、発光量比較部の比較結果に基づいて、第1生体数値情報又は第2生体数値情報の少なくとも一方を補正する数値補正部とを備えることが好ましい。

10

【0012】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、撮像部が、照明光で照明された観察対象を撮像して第1静止画を取得する第1撮像ステップと、静止画記憶部が第1静止画を記憶する第1静止画記憶ステップと、部分静止画生成部が、第1静止画の一部を切り取って第1部分静止画を生成する第1部分静止画生成ステップと、表示制御部が、観察対象を動画表示領域に動画表示し、且つ第1部分静止画を表示部に表示する制御を行う第1表示制御ステップと、撮像部が、第1部分静止画に対応する部位が動画表示領域に入ったときに撮像を行って、第2静止画を取得する第2撮像ステップと、静止画記憶部が、第2静止画を記憶する第2静止画記憶ステップと、生体数値情報算出部が、第1静止画から第1生体数値情報を算出し、第2静止画から第2生体数値情報を算出する生体数値情報算出ステップと、を備える。

20

【0013】

第1表示制御ステップでは、動画表示領域とは別の部分静止画表示領域に、第1部分静止画を表示する制御を行うことが好ましい。第1表示制御ステップでは、動画表示領域に、第1部分静止画を重畳表示する制御を行うことが好ましい。部分静止画生成部が、第2静止画の一部を切り取って第2部分静止画を生成する第2部分静止画生成ステップと、表示制御部が、第2静止画の取得後は、第1部分静止画の表示を停止し、第2部分静止画の表示を開始する制御を行う第2表示制御ステップとを有することが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、複数の観察対象の生体数値情報を算出する場合においても、各観察対象での照明条件や撮影条件を同じ状態にして、生体数値情報算出用の画像を取得することができるようになる。

30

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rのスペクトルを示すグラフである。

【図4】観察対象のA地点、B地点、C地点を示す説明図である。

【図5】動画と第1部分静止画を並列表示するモニタの画像図である。

40

【図6】動画表示領域R×上に第1部分静止画を表示するモニタの画像図である。

【図7】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図8】第1静止画と第1生体数値情報を表示するモニタの画像図である。

【図9】第1～第3静止画を示す説明図である。

【図10】第2実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図11】第2実施形態の通常モード又は測定用通常モードで発光する白色光のスペクトルを示すグラフである。

【図12】第2実施形態の特殊モード又は測定用特殊モードで発光する特殊光のスペクトルを示すグラフである。

【図13】第3実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

50

【図14】回転フィルタの平面図である。

【図15】第4実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図16】図3と異なる紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rのスペクトルを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

[第1実施形態]

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール19とを有する。内視鏡12は光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、被検体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられる湾曲部12c及び先端部12dを有している。操作部12bのアングルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部12dが所望の方向に向けられる。なお、本発明の「表示部」はモニタ18に対応する。

10

【0017】

また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、モード切替SW13a、フリーズボタン13b、ズーム操作部13cが設けられている。モード切替SW13aは、通常モードと、特殊モードと、測定用通常モード、測定用特殊モードの4種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常モードは、通常画像をモニタ18上に表示するモードである。特殊モードは、特殊画像をモニタ18上に表示するモードである。測定用通常モードは、通常画像の静止画を取得したときに、生体数値情報を算出してモニタ18上に表示するモードである。測定用特殊モードは、特殊画像の静止画を取得したときに、生体数値情報を算出してモニタ18上に表示するモードである。

20

【0018】

フリーズボタン13bは、観察対象の静止画を取得するときに用いられる。このフリーズボタン13bを押圧操作することで、静止画取得指示が光源装置14及びプロセッサ装置16に送信され、その時点での観察対象の静止画が静止画記憶部72に記録される。ズーム操作部13cは、観察対象を拡大して観察する拡大観察を行う時に用いられる。このズーム操作部13cを操作することで、ズームレンズ47(図2参照)がテレ位置とワイド位置との間を移動する。

30

【0019】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続される。モニタ18は、画像情報等を出力表示する。コンソール19は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI(User Interface:ユーザーインターフェース)として機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像情報等を記録する外付けの記録部(図示省略)を接続してもよい。

【0020】

図2に示すように、光源装置14は、V-LED(Violet Light Emitting Diode)20a、B-LED(Blue Light Emitting Diode)20b、G-LED(Green Light Emitting Diode)20c、R-LED(Red Light Emitting Diode)20d、これら4色のLED20a~20dの駆動を制御する光源制御部21、及び4色のLED20a~20dから発せられる4色の光の光路を結合する光路結合部23を備えている。光路結合部23で結合された光は、挿入部12a内に挿通されたライトガイド(LG(Light Guide))41及び照明レンズ45を介して、被検体内に照射される。なお、LEDの代わりに、LD(Laser Diode)を用いてもよい。また、上記の「4色のLED20a~20d」は本発明の「光源部」に対応する。

40

【0021】

図3に示すように、V-LED20aは、中心波長 $405 \pm 10$ nm、波長範囲380~420nmの紫色光Vを発生する。B-LED20bは、中心波長 $460 \pm 10$ nm、波長範囲420~500nmの青色光Bを発生する。G-LED20cは、波長範囲が480~600nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED20dは、中心波長620~630nmで、波長範囲が600

50

~ 650 nmに及び赤色光 R を発生する。なお、4 色の光を全て観察対象の照明に用いる必要は無い。例えば、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の3色の光で観察対象の照明を行ってもよい。

#### 【0022】

図2に示すように、光源制御部21は、通常モードと、特殊モードと、測定用通常モードと、測定用特殊モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dを点灯する。したがって、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの4色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部21では、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光R間の光量比は、通常観察モードと特殊観察モードとでそれぞれ異なるように設定する。通常観察モード時には、光量比がVc、Bc、Gc、Rcとなるように、各LED20a~20dを制御する。特殊観察モード時には、光量比がVs、Bs、Gs、Rsとなるように、各LED20a~20dを制御する。

10

#### 【0023】

ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード(内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコード)内に内蔵されており、光路結合部23で結合された光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径105 $\mu$ m、クラッド径125 $\mu$ m、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

#### 【0024】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、この照明レンズ45を介して、ライトガイド41からの光が観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、撮像センサ48を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して、撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の反射像が結像される。

20

#### 【0025】

撮像センサ48(本発明の「撮像部」に対応する)はカラーの撮像センサであり、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この出力された画像信号に基づいて、静止画(本実施形態では、第1静止画、第2静止画、第3静止画)や動画が生成される。撮像センサ48は、CCD(Charge Coupled Device)撮像センサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ48は、R(赤)、G(緑)及びB(青)の3色のRGB画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、Rフィルタが設けられたR画素、Gフィルタが設けられたG画素、Bフィルタが設けられたB画素を備えた、いわゆるRGB撮像センサである。

30

#### 【0026】

なお、撮像センサ48としては、RGBのカラーの撮像センサの代わりに、C(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(緑)の補色フィルタを備えた、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力されるため、補色-原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換する必要がある。また、撮像センサ48はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部21は青色光B、緑色光G、赤色光Rを時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を加える必要がある。

40

#### 【0027】

撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS・AGC回路50に送信される。CDS・AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング(CDS(Correlated Double Sampling))や自動利得制御(AGC(Auto Gain Control))を行う。CDS・AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器(A/D(Analog/Digital)コンバータ)52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

50

## 【 0 0 2 8 】

プロセッサ装置 1 6 は、受信部 5 3 と、D S P (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 と、第 1 切替部 6 0 と、通常画像処理部 6 2 と、特殊画像処理部 6 4 と、第 2 切替部 6 6 と、表示制御部 6 8 と、静止画記憶部 7 2 と、部分静止画生成部 7 4 と、生体数値情報算出部 7 6 と、発光量比較部 7 8 と、数値補正部 8 0 とを備えている。

## 【 0 0 2 9 】

受信部 5 3 は内視鏡 1 2 からのデジタルの R G B 画像信号を受信する。R 画像信号は撮像センサ 4 8 の R 画素から出力される信号に対応し、G 画像信号は撮像センサ 4 8 の G 画素から出力される信号に対応し、B 画像信号は撮像センサ 4 8 の B 画素から出力される信号に対応している。

10

## 【 0 0 3 0 】

D S P 5 6 は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ 4 8 の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された R G B 画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の R G B 画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後の R G B 画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の R G B 画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、画素補間処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素が R G B 各色の信号を有するようになる。

20

## 【 0 0 3 1 】

ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でガンマ補正等が施された R G B 画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、R G B 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、第 1 切替部 6 0 に送信される。

## 【 0 0 3 2 】

第 1 切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 a により、通常モード又は測定用通常モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を通常画像処理部 6 2 に送信し、特殊モード又は測定用特殊モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を特殊画像処理部 6 4 に送信する。

30

## 【 0 0 3 3 】

通常画像処理部 6 2 は、R G B 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルの R G B 画像信号に対しては、 $3 \times 3$  のマトリックス処理、階調変換処理、3次元 L U T 処理などを行い、色変換処理済みの R G B 画像信号に変換する。次に、色変換処理済みの R G B 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みの R G B 画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調処理が施された R G B 画像信号は、通常画像の R G B 画像信号として、通常画像処理部 6 2 から第 2 切替部 6 6 に入力される。

40

## 【 0 0 3 4 】

特殊画像処理部 6 4 は、通常画像処理部 6 2 と同様に、R G B 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。これら処理済みの R G B 画像信号は、特殊画像の R G B 画像信号として、特殊画像処理部 6 4 から第 2 切替部 6 6 に入力される。

## 【 0 0 3 5 】

第 2 切替部 6 6 は、フリーズボタン 1 3 b からの静止画取得指示を受信しない限り、通常画像の R G B 画像信号を表示制御部 6 8 に送信する。静止画取得指示を受信したときには、通常画像又は特殊画像の R G B 画像信号を静止画記憶部 7 2 に送信する。表示制御部 6 8 は、通常モード又は特殊モードに設定されている場合には、通常画像又は特殊画像の R G B 画像信号に基づいて、モニタ 1 8 に通常画像又は特殊画像が表示されるように表示

50

制御する。一方、測定用通常モード又は測定用特殊モードに設定されている場合には、表示制御部 68 は、通常画像又は特殊画像の RGB 画像と部分静止画生成部 74 で生成した部分静止画とに基づいて、モニタ 18 に、通常画像又は特殊画像と部分静止画が表示されるように表示制御する。この表示制御については、後述する。

【0036】

静止画記憶部 72 は、フリーズボタン 13b の操作時に、第 2 切替部 66 から送信される静止画を記憶する。本実施形態では、静止画記憶部 72 に記憶する静止画としては、図 4 に示す観察対象のうち A 地点を撮像して取得した第 1 静止画と、A 地点に隣接する B 地点を撮像して取得した第 2 静止画と、B 地点に隣接する C 地点を撮像して取得した第 3 静止画とが含まれる。

10

【0037】

部分静止画生成部 74 は、静止画記憶部 72 に記憶した静止画の一部を切り取って、部分静止画を生成する。本実施形態では、観察対象の A 地点の撮像により、第 1 静止画が静止画記憶部 72 に記憶されたときに、部分静止画生成部 74 が、第 1 静止画の一部を切り取って第 1 部分静止画を生成する。生成された第 1 部分静止画は表示制御部 68 に送信される。

【0038】

表示制御部 68 は、第 1 静止画の取得後、フリーズボタン 13b が操作されて第 2 静止画を取得するまでの間、図 5 に示すように、モニタ 18 上の中央の動画表示領域 R<sub>x</sub> に通常画像又は特殊画像を動画表示する一方で、動画表示領域 R<sub>x</sub> の側方に設けられた部分静止画表示領域 R<sub>y</sub> に第 1 部分静止画を表示する。ドクターは、モニタ 18 に表示された動画表示と第 1 部分静止画の両方を観察し、B 地点と第 2 部分静止画に対応する部位が動画表示領域 R<sub>x</sub> に入った時に、フリーズボタン 13b を操作する。これにより、B 地点と第 1 部分静止画を含む第 2 静止画が静止画記憶部 72 に記憶される。なお、仮に、モニタ 18 上に動画とともに第 1 部分静止画を表示しない場合には、第 1 部分静止画を含むように、第 2 静止画を取得することは極めて難しくなる。

20

【0039】

以上のように、第 2 静止画には、第 1 静止画との共通部分である第 1 部分静止画が含まれるため、第 1 静止画及び第 2 静止画のうち少なくとも第 1 部分静止画がある部分については、観察対象との距離が同じになり、また、観察対象からの反射光の光量も同じになる。したがって、第 1 静止画を取得したときの照明条件や撮影条件と、第 2 静止画を取得したときの照明条件や撮影条件をほぼ同じにすることができる。

30

【0040】

また、部分静止画生成部 74 は、B 地点と第 1 部分静止画を含む第 2 静止画を取得して、静止画記憶部 72 に記憶されたときには、第 2 静止画の一部を切り取って第 2 部分静止画を生成する。生成された第 2 部分静止画と通常画像又は特殊画像の動画がモニタ 18 上に表示される。そして、次の観察対象である C 地点と第 2 部分静止画に対応する部位が動画表示領域 R<sub>x</sub> に入って、ドクターがフリーズボタン 13b を操作したときに、C 地点と第 2 部分静止画を含む第 3 静止画が静止画記憶部 72 に記憶される。この第 3 静止画は、第 2 静止画との共通部分である第 2 部分静止画を含んでいるため、第 2 静止画を取得したときの照明条件や撮影条件と、第 3 静止画を取得したときの照明条件や撮影条件をほぼ同じになっている。

40

【0041】

なお、部分静止画表示領域 R<sub>y</sub> に部分静止画を表示することに代えて、部分静止画を動画表示領域 R<sub>x</sub> に動画と重畳表示するようにしてもよい。この場合、部分静止画には、動画表示と識別するための識別表示を設けることが好ましい。例えば、図 6 に示すように、第 1 部分静止画を動画表示領域 R<sub>x</sub> に動画と重畳表示した場合には、識別表示として、第 1 部分静止画の縁部に一定時間毎に点滅する識別点滅線 L<sub>a</sub> を設けることが好ましい。

【0042】

生体数値情報算出部 76 は、静止画記憶部 72 に記憶された静止画に基づいて、生体数

50

値情報を算出する。算出された生体数値情報は、モニタ18上に表示される。本実施形態では、第1静止画から第1生体数値情報を算出し、第2静止画から第2生体数値情報を算出し、第3静止画から第3生体数値情報を算出する。ここで、第1静止画を取得したときの照明条件や撮影条件と、第2静止画を取得したときの照明条件や撮影条件と、第3静止画を取得したときの照明条件や撮影条件とはほぼ同じであることから、それら第1～第3静止画から得られた第1～第3生体数値情報については、仮に、それらの数値上の違いがあったとしても、それは、照明条件や撮影条件の違いによるものではなく、病変の進行度など生体要因に基づく違いによるものである。これにより、第1～第3生体数値情報を正確に比較することができる。

#### 【0043】

なお、生体数値情報としては、ヘモグロビンインデックス(IHb)、酸素飽和度、血管深さ、血管密度などを算出することが好ましい。例えば、ヘモグロビンインデックスについては、下記の式に基づいて、算出する。

$$(式) : IHb = 32 \times \log_2 (R_x / G_x)$$

ただし、「 $R_x$ 」は静止画のR画像信号の画素値を、「 $G_x$ 」は静止画のG画像信号の画素値を表している。

#### 【0044】

発光量比較部78は、ある地点の静止画を取得したときに発光した照明光の発光量と、別の地点の静止画を取得したときに発光した照明光の発光量とを比較する。本実施形態では、第1静止画を取得したときに発光した紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの4色分の第1総発光量と、第2静止画を取得したときに発光した紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの4色分の第2総発光量とを比較して、第1比較結果を出力する。また、第2総発光量と、第3静止画を取得したときに発光した紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光Rの4色分の第3総発光量とを比較して、第2比較結果を出力する。なお、第1～第3総発光量は、光源装置14又はプロセッサ装置16のいずれかに設けられた発光量記憶部に記憶される。

#### 【0045】

数値補正部80は、発光量比較部78での比較結果に基づいて、生体数値情報を補正する。本実施形態では、第1比較結果に基づいて、第1生体数値情報又は第2生体数値情報の少なくとも一方を補正し、第2比較結果に基づいて、第2生体数値情報又は第3生体数値情報の少なくとも一方を補正する。例えば、第1総発光量と第2総発光量とが異なっている場合には、第1総発光量と第2総発光量との差分に応じて、第1生体数値情報又は第2生体数値情報の少なくとも一方を補正する。また、第1総発光量と第2総発光量とが同じである場合には、第1又は第2生体数値情報の補正を行う必要はない。

#### 【0046】

次に、観察対象のA地点、B地点、C地点の第1～第3静止画を取得し、それら第1～第3静止画から第1～第3生体数値情報を算出する一連の流れについて、図7のフローチャートに沿って説明する。まず、通常モードにセットし、内視鏡12の挿入部12aを検体内に挿入する。挿入部12aの先端部12dが観察対象のA地点に到達したら、モード切替SW13aを操作して、通常モードから測定用通常モード又は測定用特殊モードに切り替える。

#### 【0047】

次に、フリーズボタン13bを押圧操作して、A地点を撮像することにより第1静止画を取得する。この第1静止画は静止画記憶部72に記憶される。生体数値情報算出部76は、第1静止画に基づいて、第1生体数値情報を算出する。表示制御部68は、図8に示すように、モニタ18の動画表示領域 $R_x$ に対して、第1静止画を数秒間連続して表示するとともに、第1生体数値情報を表示するように制御する。第1静止画の連続表示後は、部分静止画生成部74は、第1静止画の一部を切り取って第1部分静止画を生成する。そして、表示制御部68は、動画表示領域 $R_x$ に通常画像又は特殊画像の動画を表示するとともに、部分静止画表示領域 $R_y$ に第1部分静止画を表示する制御を行う。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 8 】

ドクターは、モニタ 1 8 に表示された動画表示と第 1 部分静止画の両方を観察し、次の観察対象である B 地点と第 1 部分静止画に対応する部位が動画表示領域 R x に入った時に、フリーズボタン 1 3 b を押圧操作する。これにより、B 地点と第 1 部分静止画を含む第 2 静止画が得られる。この第 2 静止画は静止画記憶部 7 2 に記憶される。生体数値情報算出部 7 6 は、第 2 静止画に基づいて、第 2 生体数値情報を算出する。また、数値補正部 8 0 は、第 1 静止画取得時の紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の第 1 総発光量と、第 2 静止画取得時の紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の第 2 総発光量との比較結果から、第 2 生体数値情報を補正する。補正した第 2 生体数値情報は、第 2 静止画とともに、数秒間連続表示される。

10

## 【 0 0 4 9 】

第 2 生体数値情報と第 2 静止画の連続表示後は、モニタ 1 8 の動画表示領域 R x に動画表示され、また、部分静止画表示領域 R y に第 2 部分静止画が表示される。第 2 部分静止画は第 2 静止画を一部切り取って生成される。そして、ドクターは、同様にして、次の観察対象である C 地点と第 2 部分静止画に対応する部位が動画表示領域 R x に入った時に、フリーズボタン 1 3 b を押圧操作する。これにより、C 地点と第 2 部分静止画を含む第 3 静止画が得られる。この第 3 静止画は静止画記憶部 7 2 に記憶される。上記と同様にして、第 3 静止画から第 3 生体数値情報が算出され、この第 3 生体数値情報は数値補正部 8 0 で補正される。補正した第 3 生体数値情報は、第 3 静止画とともに、数秒間連続表示される。

20

## 【 0 0 5 0 】

第 3 静止画の連続表示後は、自動的に又はユーザーによるコンソール 1 9 の操作により、図 9 に示すように、第 1 ~ 第 3 静止画と、これら第 1 ~ 第 3 静止画内に第 1 ~ 第 3 生体数値情報とがモニタ 1 8 上に一覧表示される。ドクターは、第 1 ~ 第 3 生体数値情報をそれぞれ比較することによって、病変部がどの地点まで進行しているか等の診断を行う。

## 【 0 0 5 1 】

ここで、第 1 ~ 第 3 静止画のうち、第 1 静止画と第 2 静止画は共通する部分の画像として第 1 部分静止画を有していることから、第 1 静止画取得時の観察距離と第 2 静止画取得時の観察距離はほぼ同じとなり、また、第 2 静止画と第 3 静止画も共通する部分の画像として第 2 部分静止画を有していることから、第 2 静止画取得時の観察距離と第 3 静止画取得時の観察距離はほぼ同じになっている。したがって、第 1 ~ 第 3 静止画を取得したときの照明条件や撮影条件はほぼ同じであることから、第 1 ~ 第 3 静止画から得られた第 1 ~ 第 3 生体数値情報をそれぞれ正確に比較することができる。

30

## 【 0 0 5 2 】

また、算出した第 1 ~ 第 3 生体数値情報のうち、第 2 生体数値情報については、第 1、第 2 静止画の取得時に発光した紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の第 1、第 2 総発光量を比較した結果に基づいて、補正されており、また、第 3 生体数値情報については、第 2、第 3 静止画の取得時に発光した紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の第 2、第 3 総発光量を比較した結果に基づいて、補正されている。したがって、第 1 ~ 第 3 総発光量が異なっても、それら第 1 ~ 第 3 総発光量に基づく生体数値情報上の誤差が無くなるように第 1 ~ 第 3 生体数値情報が補正されることから、補正後の第 1 ~ 第 3 生体数値情報は、補正前の第 1 ~ 第 3 生体数値情報よりも、更に正確な比較が可能となる。

40

## 【 0 0 5 3 】

## [ 第 2 実施形態 ]

第 2 実施形態では、第 1 実施形態で示した 4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d の代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

## 【 0 0 5 4 】

図 1 0 に示すように、内視鏡システム 1 0 0 では、光源装置 1 4 において、4 色の L E

50

D 2 0 a ~ 2 0 d の代わりに、中心波長  $445 \pm 10$  nm の青色レーザー光を發する青色レーザー光源（図 1 0 には「445 LD」と表記）1 0 4 と、中心波長  $405 \pm 10$  nm の青紫色レーザー光を發する青紫色レーザー光源（図 1 0 には「405 LD」と表記）1 0 6 とが設けられている。これら各光源 1 0 4、1 0 6 の半導体發光素子からの發光は、光源制御部 1 0 8 により個別に制御されており、青色レーザー光源 1 0 4 の出射光と、青紫色レーザー光源 1 0 6 の出射光の光量比は変更自在になっている。

#### 【0055】

光源制御部 1 0 8 は、通常モード及び測定用通常モードの場合には、青色レーザー光源 1 0 4 を駆動させる。これに対して、特殊モード及び測定用特殊モードの場合には、青色レーザー光源 1 0 4 と青紫色レーザー光源 1 0 6 の両方を駆動させるとともに、青色レーザー光の發光比率を青紫色レーザー光の發光比率よりも大きくなるように制御している。以上の各光源 1 0 4、1 0 6 から出射されるレーザー光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器などの光学部材（いずれも図示せず）を介して、ライトガイド（LG）4 1 に入射する。

#### 【0056】

なお、青色レーザー光又は青紫色レーザー光の半値幅は  $\pm 10$  nm 程度にすることが好ましい。また、青色レーザー光源 1 0 4 及び青紫色レーザー光源 1 0 6 は、ブロードエリア型の In Ga N 系レーザーダイオードが利用でき、また、In Ga N A s 系レーザーダイオードや Ga N A s 系レーザーダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、發光ダイオード等の發光体を用いた構成としてもよい。

#### 【0057】

照明光学系 3 0 a には、照明レンズ 4 5 の他に、ライトガイド 4 1 からの青色レーザー光又は青紫色レーザー光が入射する蛍光体 1 1 0 が設けられている。蛍光体 1 1 0 に、青色レーザー光が照射されることで、蛍光体 1 1 0 から蛍光が發せられる。また、一部の青色レーザー光は、そのまま蛍光体 1 1 0 を透過する。青紫色レーザー光は、蛍光体 1 1 0 を励起させることなく透過する。蛍光体 1 1 0 を出射した光は、照明レンズ 4 5 を介して、検体内に照射される。なお、第 2 実施形態では、青色レーザー光源 1 0 4、青紫色レーザー光源 1 0 6、蛍光体 1 1 0 を含む構成が、本発明の「光源部」に対応する。

#### 【0058】

ここで、通常モード及び測定用通常モードにおいては、主として青色レーザー光が蛍光体 1 1 0 に入射するため、図 1 1 に示すような、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 1 1 0 から励起發光する蛍光を合波した白色光が、観察対象に照射される。一方、特殊モード及び測定用特殊モードにおいては、青紫色レーザー光と青色レーザー光の両方が蛍光体 1 1 0 に入射するため、図 1 2 に示すような、青紫色レーザー光、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 1 1 0 から励起發光する蛍光を合波した特殊光が、検体内に照射される。

#### 【0059】

なお、蛍光体 1 1 0 は、青色レーザー光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起發光する複数種の蛍光体（例えば Y A G 系蛍光体、或いは B A M ( B a M g A l <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 等の蛍光体）を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体發光素子を蛍光体 1 1 0 の励起光源として用いれば、高い發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。

#### 【0060】

なお、第 2 実施形態においては、發光量比較部 7 8 で、第 1 静止画取得時の發光量と第 2 静止画取得時の發光量とを比較する際、又は、第 2 静止画取得時の發光量と第 3 静止画取得時の發光量とを比較する際、第 1 ~ 第 3 静止画取得時の發光量としては、第 1 ~ 第 3 静止画取得時に得られる A E ( Auto Exposure ) 値に基づいて算出したものを用いることが好ましい。この A E 値は、第 1 ~ 第 3 静止画取得時に得られる R G B 画像信号から算出する。

#### 【0061】

[ 第 3 実施形態 ]

第 3 実施形態では、第 1 実施形態で示した 4 色の LED 20a ~ 20d の代わりに、キセノンランプなどの広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。この場合には、カラーの撮像センサ 48 に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

【 0062 】

図 13 に示すように、内視鏡システム 200 では、光源装置 14 において、4 色の LED 20a ~ 20d に代えて、広帯域光源 202、絞り 203、回転フィルタ 204、フィルタ切替部 205、光源制御部 208 が設けられている。また、撮像光学系 30b には、カラーの撮像センサ 48 の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ 206 が設けられている。

10

【 0063 】

広帯域光源 202 はキセノンランプ、白色 LED などであり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ 204 は、内側に設けられた通常モード用フィルタ 208 と、外側に設けられた特殊モード用フィルタ 209 とを備えている ( 図 14 参照 )。フィルタ切替部 205 は、回転フィルタ 204 を径方向に移動させるものであり、モード切替 SW 13a により通常モード又は測定用通常モードにセットされたときに、回転フィルタ 204 の通常モード用フィルタ 208 を白色光の光路に挿入し、特殊モード又は測定用特殊モードにセットされたときに、回転フィルタ 204 の特殊モード用フィルタ 209 を白色光の光路に挿入する。なお、第 3 実施形態では、広帯域光源 202 と回転フィルタ 204 を含む構成が、本発明の「光源部」に対応する。また、絞り 203 は光源制御部 208 によって制御され、この絞り 203 の調整によって、回転フィルタ 204 に入射する白色光の光量が調整される。

20

【 0064 】

図 14 に示すように、通常モード用フィルタ 208 には、周方向に沿って、白色光のうち青色光を透過させる B フィルタ 208a、白色光のうち緑色光を透過させる G フィルタ 208b、白色光のうち赤色光を透過させる R フィルタ 208c が設けられている。したがって、通常モード又は測定用通常モード時には、回転フィルタ 204 が回転することで、青色光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

【 0065 】

特殊モード用フィルタ 209 には、周方向に沿って、白色光のうち B フィルタ 208a と異なる波長帯域の特殊青色光を透過させる B フィルタ 209a と、白色光のうち G フィルタ 208b と異なる波長帯域の特殊緑色光を透過させる G フィルタ 209b、白色光のうち R フィルタ 208c と異なる波長帯域の特殊赤色光を透過させる R フィルタ 209c が設けられている。したがって、特殊モード又は測定用特殊モード時には、回転フィルタ 204 が回転することで、特殊青色光、特殊緑色光、特殊赤色光が交互に観察対象に照射される。

30

【 0066 】

内視鏡システム 200 では、通常モード及び測定用通常モード時には、青色光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ 206 で検体内を撮像する。これにより、RGB の 3 色の画像信号が得られる。そして、それら RGB の画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

40

【 0067 】

一方、特殊モード及び測定用特殊モード時には、特殊青色光、特殊緑色光、特殊赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ 206 で検体内を撮像する。これにより、RGB の 3 色の画像信号が得られる。これら RGB 画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、特殊画像の生成が行われる。

【 0068 】

なお、第 3 実施形態においては、発光量比較部 78 で、第 1 静止画取得時の発光量と第 2 静止画取得時の発光量とを比較する際、又は、第 2 静止画取得時の発光量と第 3 静止画

50

取得時の発光量とを比較する際、第1～第3静止画取得時の発光量としては、第1～第3静止画取得時に得られるAE (Auto Exposure) 値に基づいて算出したものを用いることが好ましい。ここで、AE値は、第2実施形態と同様、第1～第3静止画取得時に得られるRGB画像信号から算出される。

【0069】

[第4実施形態]

第4実施形態では、第1実施形態で示した4色のLED20a～20dの代わりに、キセノンランプなどの広帯域光源を用いて観察対象の照明を行う。それ以外については、第1実施形態と同様である。

【0070】

図15に示すように、内視鏡システム300では、光源装置14において、4色のLED20a～20dに代えて、第3実施形態と同様の広帯域光源202、絞り203、及び光源制御部208が設けられている。広帯域光源202から発せられた白色光は、絞り203、ライトガイド41、及び照明レンズ45を介して、観察対象に照射される。なお、第4実施形態では、広帯域光源202を含む構成が、本発明の「光源部」に対応する。

【0071】

内視鏡システム300では、通常モード及び測定用通常モード時には、絞り202で通常モード用光量に調整された白色光で観察対象を照明し、この観察対象をカラーの撮像センサ48で撮像する。この撮像により得られたRGBの画像信号に基づいて、上記第1実施形態とほぼ同様の方法で、通常画像が生成される。一方、特殊モード及び測定用特殊モード時には、絞り202で特殊モード用光量に調整された白色光で観察対象を照明し、この観察対象をカラーの撮像センサ48で撮像する。この撮像により得られたRGBの画像信号に基づいて、上記第1実施形態とほぼ同様の方法で、特殊画像の生成が行われる。

【0072】

なお、第4実施形態では、発光量比較部78で、第1静止画取得時の発光量と第2静止画取得時の発光量とを比較する際、又は、第2静止画取得時の発光量と第3静止画取得時の発光量とを比較する際、第1～第3静止画取得時の白色光の発光量としては、第1～第3静止画を取得したときの絞り203の開口度、又は、第1～第3静止画を取得したときのAE (Auto Exposure) 値から求めたものを用いることが好ましい。

【0073】

なお、上記実施形態では、図3に示すような発光スペクトルを有する4色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図16に示すように、緑色光G及び赤色光Rについては、図3と同様のスペクトルを有する一方で、紫色光V\*については、中心波長410～420nmで、図3の紫色光Vよりもやや長波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。また、青色光B\*については、中心波長445～460nmで、図3の青色光Bよりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

【符号の説明】

【0074】

10, 100, 200 内視鏡システム  
 72 静止画記憶部  
 74 部分静止画生成部  
 76 生体数値情報算出部  
 78 発光量比較部  
 80 数値比較部

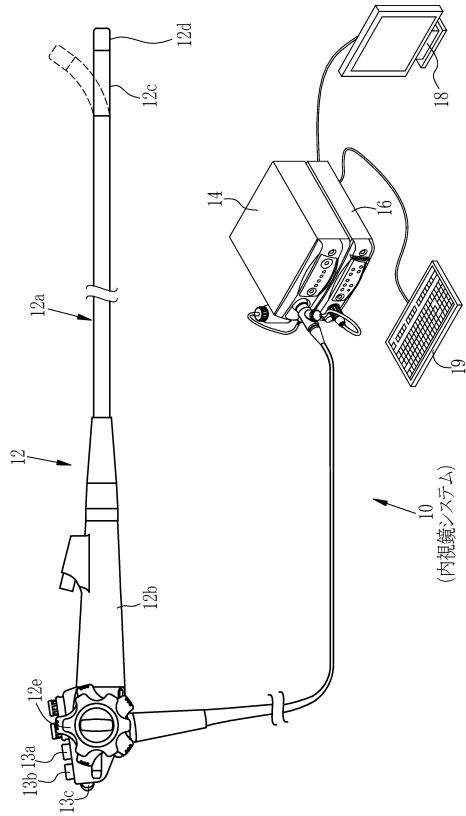
10

20

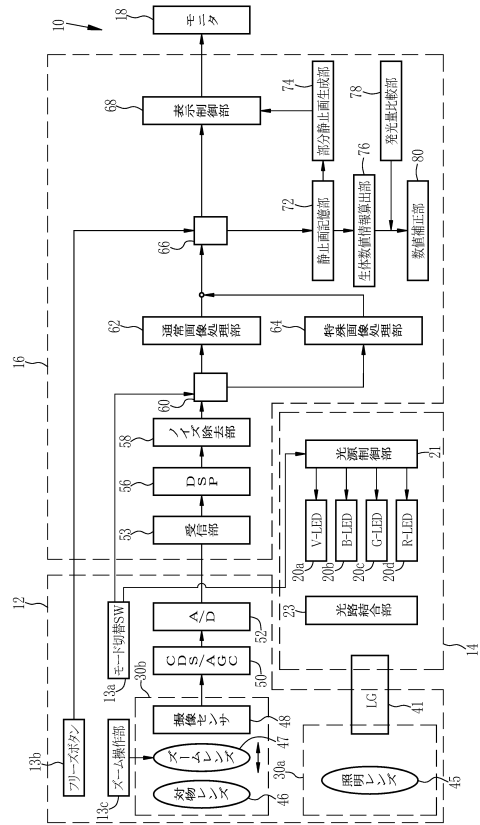
30

40

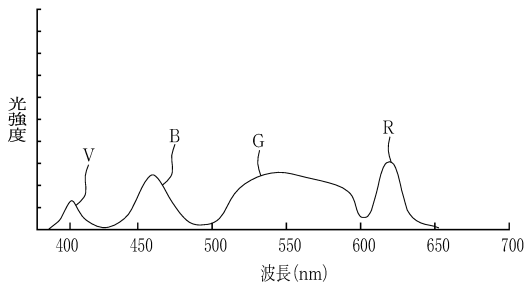
【図1】



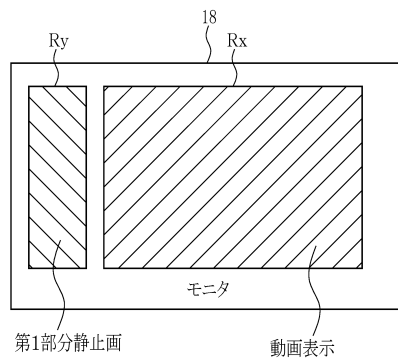
【図2】



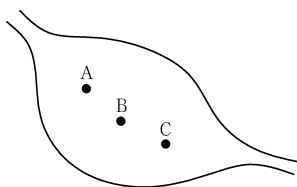
【図3】



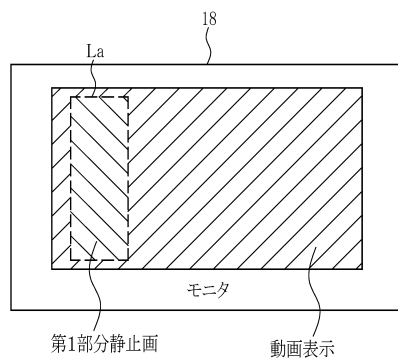
【図5】



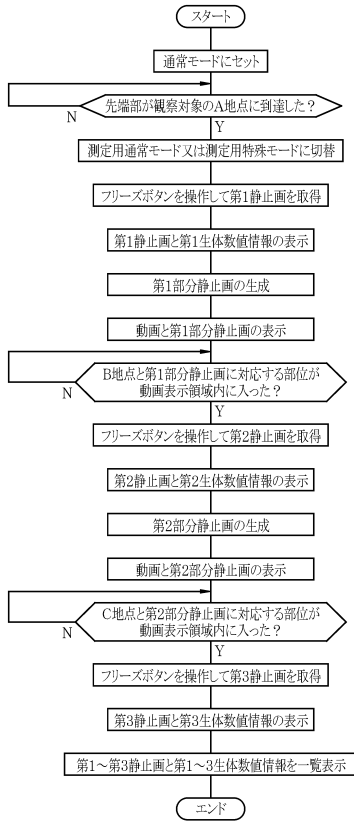
【図4】



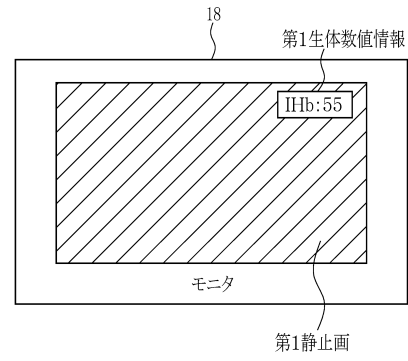
【図6】



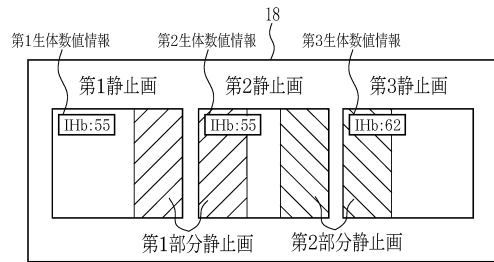
【図7】



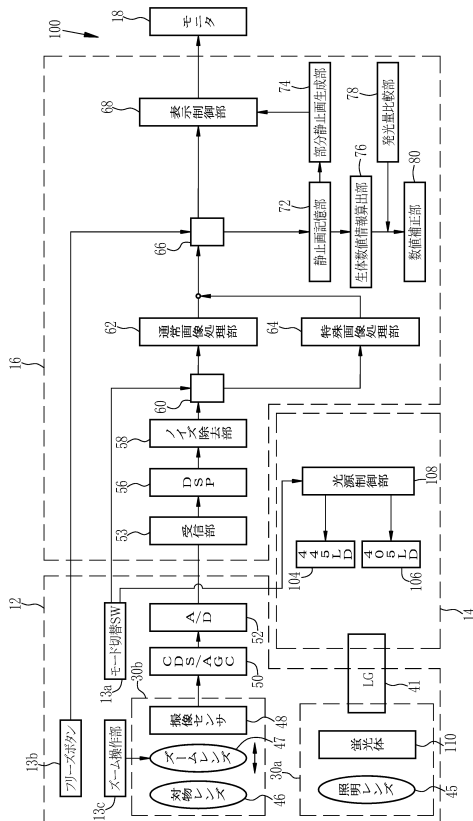
【図8】



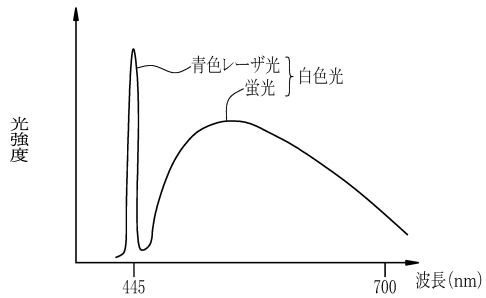
【図9】



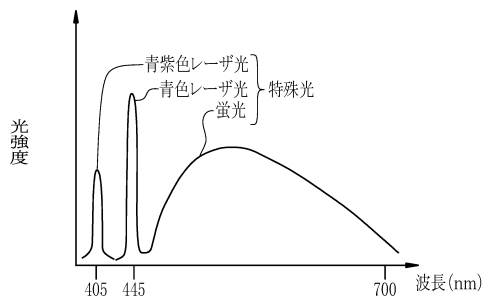
【図10】



【図11】



【図12】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-062408(JP,A)  
国際公開第2011/118287(WO,A1)  
特開平02-131740(JP,A)  
特開2011-110281(JP,A)  
特開2003-220019(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6586206B2</a>	公开(公告)日	2019-10-02
申请号	JP2018154993	申请日	2018-08-21
[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	久保雅裕		
发明人	久保 雅裕		
IPC分类号	A61B1/045		
FI分类号	A61B1/045.622 A61B1/045.617 A61B1/00.510 A61B1/045.615		
F-TERM分类号	4C161/BB08 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW03 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2018171544A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统能够在计算多个观察对象的生物体数值信息时，使各观察对象物的照明条件和摄影条件处于相同状态，从而获取用于计算生物体信息的图像。解决方案：观察对象被照明光照亮。通过对观察对象进行成像而获取的第一静止图像被存储在静止图像存储部中。部分静止图像生成部分通过剪切第一静止图像的一部分来生成第一部分静止图像。显示控制部执行控制在监视器18的运动图像显示区域Rx中显示实时图像作为运动图像，并且在监视器18的部分静止图像显示区域Ry中显示第一部分静止图像。：图5

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6586206号 (P6586206)
(45) 発行日 令和1年10月2日(2019.10.2)		(24) 登録日 令和1年9月13日(2019.9.13)
(51) Int. Cl. A61B 1/045 (2006.01)	F I A61B 1/045 622 A61B 1/045 617	
請求項の数 11 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-154993 (P2018-154993)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号 110001988	(74) 代理人 特許業務法人小林国際特許事務所 久保 雅裕
(22) 出願日 平成30年8月21日(2018.8.21)		(72) 発明者 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
(62) 分割の表示 特願2014-261273 (P2014-261273)の分割		審査官 ▲高▼ 秀徳
原出願日 平成26年12月24日(2014.12.24)		
(65) 公開番号 特願2018-171544 (P2018-171544A)		
(43) 公開日 平成30年11月8日(2018.11.8)		
審査請求日 平成30年8月22日(2018.8.22)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその操作方法		