

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4857393号
(P4857393)

(45) 発行日 平成24年1月18日 (2012. 1. 18)

(24) 登録日 平成23年11月4日 (2011. 11. 4)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 3 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2010-546981 (P2010-546981)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年6月10日 (2010. 6. 10)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/059856		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02010/143692	(73) 特許権者	000000376
(87) 国際公開日	平成22年12月16日 (2010. 12. 16)		オリンパス株式会社
審査請求日	平成22年11月29日 (2010. 11. 29)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(31) 優先権主張番号	特願2009-139570 (P2009-139570)	(74) 代理人	100089118
(32) 優先日	平成21年6月10日 (2009. 6. 10)		弁理士 酒井 宏明
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	内山 昭夫
早期審査対象出願			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	兼袋 哲夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色光を発する白色照明部と特定の可視光成分を発する特殊光照明部とを少なくとも有し、前記白色照明部および前記特殊光照明部の少なくとも一方で生体組織を照明する照明部と、

焦点距離の異なる複数の撮像系を有し、前記生体組織を撮像する撮像部と、

前記撮像部によって撮像された画像を含む撮像情報を送信する送信部と、

前記生体組織における前記撮像部の被写体との間の距離に関する情報に対する閾値を記憶する記憶部と、

前記被写体との間の距離に関する情報を検出する検出部と、

当該カプセル型内視鏡装置の重心位置を調整する調整部と、

前記検出部が検出した距離に関する情報と前記閾値とを比較し、該比較の結果、前記被写体までの距離が前記閾値よりも大きくない場合には前記特殊光照明部のみを発光させる特殊光観察モードの撮像条件を選択し、前記被写体までの距離が前記閾値よりも大きい場合には少なくとも前記白色照明部を発光させる通常光観察モードの撮像条件を選択して、該選択した撮像条件を撮像に関する動作部に出力するとともに、前記比較の結果をもとに前記複数の撮像系のうちいずれで撮像を行うかの撮像条件を選択し、該選択された撮像条件を前記動作部に出力して前記調整部による調整動作を行わせる出力部と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 2】

10

20

白色光を発する白色照明部と特定の可視光成分を発する特殊光照明部とを少なくとも有し、前記白色照明部および前記特殊光照明部の少なくとも一方で生体組織を照明する照明部と、

前記生体組織を撮像する撮像部と、

前記撮像部によって撮像された画像を含む撮像情報を送信する送信部と、

前記生体組織における前記撮像部の被写体との間の距離に関する情報に対する閾値を記憶する記憶部と、

前記被写体との間の距離に関する情報としての前記画像の明るさを検出する検出部と、

前記撮像部で撮像された画像における周辺部分の領域と中央部分の領域との明るさと、前記閾値とに基づいて、前記画像が前記生体組織の管腔の軸方向を撮像したものか否かを判定し、前記管腔の軸方向を撮像したものでないと判定した場合には前記特殊光照明部のみを発光させる特殊光観察モードの撮像条件を選択し、前記管腔の軸方向を撮像したものであると判定した場合には少なくとも前記白色照明部を発光させる通常光観察モードの撮像条件を選択して、該選択した撮像条件を撮像に関する動作部に出力する出力部と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記出力部は、前記中央部分の領域の明るさが第 1 の閾値未満であるとともに、前記周辺部分の領域の明るさが第 2 の閾値以上である場合に、前記管腔の軸方向を撮像したものであると判定することを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、生体内に投入され、生体組織の画像を取得するカプセル型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野において、飲込み型のカプセル型内視鏡が開発されている。このカプセル型内視鏡は、撮像機能と無線機能とを備え、体腔内の観察のために患者の口から飲込まれた後、人体から自然排出されるまでの間、たとえば食道、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動にしたがって移動し、順次撮像する機能を有する。

【0003】

ここで、特許文献 1 には、撮像期間中に、光源を作動させ、撮像装置に反射された光の量を記録し、撮像器の画像の利得レベルを制御する生体内撮像装置が記載されている。

【0004】

また、特許文献 2 には、距離センサが被写体との距離を検出し、この距離が所定値以下の場合に、カプセル型内視鏡が被検体内に飲み込まれたと判断し、サブスイッチをオン状態にし、無駄な電力消費を抑えて画像収集を行うものが記載されている。

【0005】

さらに、特許文献 3 には、生体内 pH 試験器などの生体内状態試験器を有し、この生体内状態試験器が取得した生体内の状態に応じて操作モードを変更するものが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2006 - 524097 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 73887 号公報

【特許文献 3】特開 2006 - 509574 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

20

30

40

50

ところで、生体組織は、体腔内の部位によって異なる被写体の形状や状態をとる場合があり、被写体の画像を取得する際、これら異なる被写体の形状や状態に対応した多様な撮像条件をもたせて撮像しないと、所望の画像を取得することができず、さらには無駄な画像を取得してしまう場合があるという問題点があった。

【0008】

この発明は、上記に鑑みてなされたものであって、異なる被写体の形状や状態に応じた所望の画像を得ることができるカプセル型内視鏡装置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】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、この発明にかかるカプセル型内視鏡装置は、生体組織を照明する照明部と、前記生体組織を撮像する撮像部と、前記撮像部によって撮像された画像を含む撮像情報を送信する送信部と、前記生体組織との間の距離に関する情報に対する閾値を記憶する記憶部と、前記生体組織との間の距離に関する情報を検出する検出部と、前記検出部が検出した距離に関する情報と前記閾値とを比較し、該比較結果をもとに撮像条件を選択し、該選択された撮像条件を撮像に関する動作部に出力する出力部と、を備えたことを特徴とする。

10

【0010】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡装置は、上記の発明において、前記検出部は、前記画像の明るさの変化量、前記画像の空間周波数の変化量、および露光時間の変化量の少なくとも1つを前記距離に関する情報として検出することを特徴とする。

20

【0011】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡装置は、上記の発明において、前記撮像条件毎の撮像機能を有する複数の撮像部を備え、前記出力部は、前記検出部が検出した距離に関する情報と前記閾値とを比較し、該比較結果をもとに撮像条件を選択し、該選択された撮像条件に対応する撮像部に対して該選択された撮像条件を出力して動作させることを特徴とする。

【0012】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡装置は、上記の発明において、前記撮像条件毎の照明機能を有する複数の照明部を備え、前記出力部は、前記検出部が検出した距離に関する情報と前記閾値とを比較し、該比較結果をもとに撮像条件を選択し、該選択された撮像条件に対応する照明部に対して該選択された撮像条件を出力して動作させることを特徴とする。

30

【0013】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡装置は、上記の発明において、各照明部は、少なくとも白色光を発する白色照明部と特定の可視光成分を発する特殊光照明部とを有し、前記出力部は、前記検出部が検出した距離に関する情報と前記閾値とを比較し、該比較結果をもとに撮像条件を選択し、該選択された撮像条件に対応する白色照明部および/または特殊光照明部に対して該選択された撮像条件を出力して動作させることを特徴とする。

【0014】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡装置は、上記の発明において、当該カプセル型内視鏡装置本体の重心位置を調整する調整部を備え、前記出力部は、前記検出部が検出した距離に関する情報と前記閾値とを比較し、該比較結果をもとに撮像条件を選択し、該選択された撮像条件を前記調整部に出力して調整動作を行わせることを特徴とする。

40

【0015】

また、この発明にかかるカプセル型内視鏡装置は、上記の発明において、外部に設けられた磁気誘導装置による誘導を受ける磁性体を備え、前記検出部は、前記磁性体を受ける磁界を前記距離に関する情報として検出し、前記出力部は、前記検出部が検出した距離に関する情報と前記閾値とを比較し、該比較結果をもとに撮像条件を選択し、該選択された撮像条件を撮像に関する動作部に出力することを特徴とする。

50

【発明の効果】

【0016】

この発明によれば、出力部が、検出部によって検出された距離に関する情報と記憶部に記憶された閾値とを比較し、該比較結果をもとに撮像条件を選択し、該選択された撮像条件を撮像に関する動作部に出力して撮像動作を最適化するようにしているので、異なる被写体の形状や状態に応じた所望の画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、この発明の実施の形態であるカプセル型内視鏡装置が適用されるカプセル型内視鏡システムの概要構成を示す模式図である。

10

【図2】図2は、図1に示したカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、発光素子の配列状態を示す図である。

【図4】図4は、図3に示した光学ドーム近傍の構成を示すA-A線断面図である。

【図5】図5は、発光素子の放射輝度スペクトルおよび撮像素子の分光感度スペクトルを示す図である。

【図6】図6は、受信装置の構成を示すブロック図である。

【図7】図7は、画像表示装置の構成を示すブロック図である。

【図8】図8は、制御部による撮像モードの切替処理手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、発光時間をもとに撮像モードを切り替える一例を示す図である。

20

【図10】図10は、画像の明るさの撮像モード距離依存性を示す図である。

【図11】図11は、特殊光観察モード時における距離変化による明るさのヒストグラムである。

【図12】図12は、画像の明るさを検出する一例を示す図である。

【図13】図13は、距離をパラメータとした場合における信号強度の空間周波数依存性を示す図である。

【図14】図14は、図2に示したカプセル型内視鏡に圧力センサを付加した構成を示す図である。

【図15】図15は、圧力センサを付加したカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図16】図16は、光学ドームが体内組織に接触した部分を含む画像の一例を示す図である。

30

【図17】図17は、体外磁場発生装置によって発生した磁界によってカプセル型内視鏡を移動させる一例を示す模式図である。

【図18】図18は、通常光発光素子と特殊光発光素子とを一对形成した発光素子の分解斜視図である。

【図19】図19は、図18の発光素子に対する発光素子駆動回路の一例を示す回路図である。

【図20】図20は、撮像素子の分光感度スペクトルによる受光強度の変化を示す図である。

【図21】図21は、発光素子の励起光波長を同一にし、蛍光体の発光波長を変化させて受光強度をほぼ同一にする発光スペクトルの一例を示す図である。

40

【図22】図22は、発光素子の励起光波長が短波長側にシフトするに従ってピーク波長を大きくし、蛍光体の発光波長を同一にして受光強度をほぼ同一にする発光スペクトルの他の一例を示す図である。

【図23】図23は、生体通信によって外部からの受信を可能にしたカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図24】図24は、生体通信によって被検体内のカプセル型内視鏡に対して送信を可能にした受信装置の構成を示す図である。

【図25】図25は、2つの撮像素子を有したカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図26】図26は、図25に示したカプセル型内視鏡を用いて磁気誘導と反転処理を行った場合の状態を示す図である。

50

【図 27】図 27 は、2つの撮像系を有し、重心移動が可能な機能を有したカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図 28】図 28 は、カラーフィルタの画素配置と分光感度特性の変形例を示す図である。

【図 29】図 29 は、カラーフィルタの画素配置と分光感度特性の変形例を示す図である。

【図 30】図 30 は、カラーフィルタの画素配置と分光感度特性の変形例を示す図である。

【図 31】図 31 は、発光素子の変形例の構成を示す図である。

【図 32】図 32 は、図 31 に示した発光素子の変形例に対応したカラーフィルタの一例の構成を示す図である。

【図 33】図 33 は、図 31 に示した発光素子の変形例に対応したカラーフィルタの他の一例の構成を示す図である。

【図 34】図 34 は、特殊光発光素子に対応する分光感度特性の一例を示す図である。

【図 35】図 35 は、画像表示装置による画像処理手順を示すフローチャートである。

【図 36】図 36 は、画像表示装置の表示画面の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、この発明を実施するための最良の形態であるカプセル型内視鏡装置について説明する。

【0019】

(実施の形態)

まず、図 1 は、本実施の形態にかかるカプセル型内視鏡システムの概要構成を示す模式図である。図 1 に示すように、このカプセル型内視鏡システムは、被検体 1 の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡装置としてのカプセル型内視鏡 2 と、被検体内部に導入されたカプセル型内視鏡 2 から被検体 1 の体内画像を受信する受信装置 3 と、受信装置 3 が受信した被検体 1 の体内画像を表示する画像表示装置 4 と、受信装置 3 と画像表示装置 4 との間のデータの受け渡しを行うための携帯型記録媒体 5 とを備える。

【0020】

カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の口から飲込まれた後、臓器の蠕動運動等によって被検体 1 の臓器内部を移動しつつ、被検体 1 の体内画像を順次撮像する。また、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 の体内画像を撮像する都度、撮像した体内画像を含む撮像情報を外部の受信装置 3 に対して順次無線送信する。この場合、カプセル型内視鏡 2 は、自身の持つ固有の機能に対応する時間間隔で被検体 1 の各体内画像を順次無線送信する。

【0021】

受信装置 3 は、カプセル型内視鏡 2 が撮像した被検体 1 の体内画像群を受信し、受信した体内画像群を蓄積する。具体的には、受信装置 3 は、複数の受信アンテナ 3a ~ 3h を有し、臓器内部にカプセル型内視鏡 2 を導入する被検体 1 に装着（携帯）される。この受信装置 3 は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 が無線送信した撮像情報を複数の受信アンテナ 3a ~ 3h を介して順次受信し、被検体 1 の体内画像群を取得する。また、受信装置 3 は、着脱可能に挿着される携帯型記録媒体 5 を有し、カプセル型内視鏡 2 から取得した被検体 1 の体内画像群を携帯型記録媒体 5 に記録する。

【0022】

受信アンテナ 3a ~ 3h は、例えば被検体 1 の臓器内部に導入されたカプセル型内視鏡 2 の移動経路（すなわち被検体 1 の消化管）に沿って被検体 1 の体表上に分散配置され、上述した受信装置 3 に接続される。受信アンテナ 3a ~ 3h は、被検体 1 内部のカプセル型内視鏡 2 が順次無線送信した撮像情報を捕捉し、この補足した撮像情報を受信装置 3 に対して順次送出する。なお、受信アンテナ 3a ~ 3h は、被検体 1 に着用させるジャケット等に分散配置されてもよい。また、撮像情報を捕捉する受信アンテナは、被検体 1 に対して 1 以上配置されればよく、その配置数は、特に 8 つに限定されない。

【 0 0 2 3 】

画像表示装置 4 は、携帯型記録媒体 5 を媒介して被検体 1 の体内画像群等の各種データを取得し、この取得した各種データをディスプレイ上に表示するワークステーション等のような構成を有する。具体的には、画像表示装置 4 は、被検体 1 の体内画像群等が記録された携帯型記録媒体 5 を着脱可能に挿着し、この挿着した携帯型記録媒体 5 から被検体 1 の体内画像群等を取り込む。この場合、画像表示装置 4 は、上述した受信装置 3 によってカプセル型内視鏡 2 固有の機能別に識別された状態の体内画像群を取得する。画像表示装置 4 は、このように取得した体内画像群をカプセル型内視鏡 2 固有の機能別に保持管理し、カプセル型内視鏡 2 固有の機能別に区別した態様で各体内画像を表示する。このように画像表示装置 4 が被検体 1 の各体内画像を区別して表示することによって、医師または看護師等のユーザは、容易且つ効率的に被検体 1 の各体内画像を観察（検査）できる。なお、ユーザは、かかる画像表示装置 4 が表示した被検体 1 の各体内画像を観察して、被検体 1 を診断する。

10

【 0 0 2 4 】

携帯型記録媒体 5 は、可搬型の記録媒体であり、上述した受信装置 3 と画像表示装置 4 との間のデータの受け渡しを行うためのものである。具体的には、携帯型記録媒体 5 は、受信装置 3 および画像表示装置 4 に対して着脱可能であって、両者に対する挿着時にデータの出力および記録が可能な構造を有する。このような携帯型記録媒体 5 は、受信装置 3 に挿着された場合、受信装置 3 がカプセル型内視鏡 2 から受信した被検体 1 の体内画像群等を記録し、画像表示装置 4 に挿着された場合、被検体 1 の体内画像群等の記録データを画像表示装置 4 に送出する。

20

【 0 0 2 5 】

なお、携帯型記録媒体 5 が記録する各種データは、例えば、被検体 1 の体内画像群、これら体内画像群内の各体内画像の時間情報（撮像時刻、受信時刻等）、被検体 1 の患者情報、被検体 1 の検査情報、撮像モード情報等である。ここで、被検体 1 の患者情報は、被検体 1 を特定する特定情報であり、例えば、被検体 1 の患者名、患者 ID、生年月日、性別、年齢等である。また、被検体 1 の検査情報は、被検体 1 に対して実施されるカプセル型内視鏡検査（臓器内部にカプセル型内視鏡 2 を導入して臓器内部を観察するための検査）を特定する特定情報であり、例えば、検査 ID、検査日等である。また、撮像モード情報とは、後述する通常光観察モードか特殊光観察モードかなどの撮像時の撮像モードを示す情報である。

30

【 0 0 2 6 】

図 2 は、カプセル型内視鏡 2 の構成を示すブロック図である。カプセル型内視鏡 2 は、筐体に覆われる。筐体は、被検体 1 の内部に導入し易い大きさに形成されたカプセル型の筐体であり、ケース本体 10 a と光学ドーム 10 b とによって形成される（図 4 参照）。ケース本体 10 a は、一端が開口し且つ他端がドーム状に閉じた筒状構造を有するケース部材である。光学ドーム 10 b は、ドーム状に形成された透明な光学部材であり、ケース本体 10 a の一端である開口端を閉じる態様でケース本体 10 a に取り付けられる。かかるケース本体 10 a と光学ドーム 10 b とによって形成される筐体は、カプセル型内視鏡 2 の各構成部を液密に収容する。

40

【 0 0 2 7 】

カプセル型内視鏡 2 は、LED 等によって実現される発光素子 29 と発光素子 29 を駆動制御する発光素子駆動部 10 とを有し、これらは照明部として機能する。また、CCD や CMOS 等によって実現される固体撮像素子である撮像素子 20 と撮像素子 20 を駆動制御する撮像素子駆動部 25 と撮像素子 20 から出力された画素信号を画像信号として処理する画像信号処理回路 21 とを有し、これらは撮像部として機能する。また、送信部 23 は、画像信号処理回路 21 から出力された画像情報を含む撮像情報を無線信号として送信アンテナ 24 から出力する。

【 0 0 2 8 】

ここで、距離検出部 22 は、たとえば画像信号処理回路 21 から出力された画像情報あ

50

るいは制御部 26 からの情報をもとに、被写体とカプセル型内視鏡 2 との間の距離に関する情報を検出する。そして、制御部 26 は、カプセル型内視鏡 2 の全体制御を行うが、特に、距離検出部 22 が検出した距離に関する情報と、記憶部 11 に記憶された、撮像モードの切替に関する閾値 12 とを比較し、次の撮像モードを決定し、撮像素子駆動部 25 および / または発光素子駆動部 10 を制御して、決定した撮像モードによる撮像処理を実行させる制御を行う。この撮像モードは、通常光観察モードと特殊光観察モードとの 2 つがある。なお、カプセル型内視鏡 2 内には、電池などによって実現されるバッテリー 28 を有するとともに、このバッテリーを用いて各構成部に電源を供給する電源回路 27 を有する。

【0029】

さらに、照明部および撮像部の詳細構成について説明する。図 3 は、カプセル型内視鏡内の発光素子 29 の配列状態を光学ドーム側からみた図であり、図 4 は、照明部および撮像部が配置される近傍の縦断面図 (A - A 線断面図) である。また、図 5 は、発光素子 29 の放射輝度の波長依存性と撮像素子 20 の分光感度の波長依存性を示す図である。図 3 および図 5 (a) に示すように、発光素子 29 は、撮像素子 20 およびレンズ 20a の周りに、2 種類の発光素子が交互に円環状に配列される。2 種類の発光素子 20 は、4 つの通常光発光素子 LA と 4 つの特殊光発光素子 LB とからなり、光源基板 29a 上に配置される。

【0030】

通常光発光素子 LA は、青色 (450 ~ 480 nm 近傍、好ましくは 460 nm 近傍) LED 上に黄色蛍光体が設けられ、図 5 (a) の曲線 FA に示すような白色光源である。一方、特殊光発光素子 LB は、通常光発光素子 LA の青色 LED よりも短波長の青色 (415 ~ 430 nm 近傍、好ましくは 415 nm 近傍) LED 上に黄色蛍光体が設けられ、図 5 (a) の曲線 FB に示すような白色光源である。黄色蛍光体は、各青色 LED から発する波長光によって 530 ~ 560 nm 近傍にピークをもつ蛍光発光を行う。通常光発光素子 LA は、通常の白色光源として実現されるが、特殊光発光素子 LB は、白色光源であるものの、放射輝度の波長依存性のピーク波長が 415 nm 近傍にある。ここで、415 nm 近傍の青色光は、ヘモグロビンに吸収されやすく、出血部位で反射されず、出血部位でないところで反射され、さらに生体表面下の浅い部分では、この浅い部分の血管に吸収される特性を有する。このため、特殊光発光素子 LB の照射によって得られる画像を画像処理することによって、出血部位を鮮明に表示した血液吸光画像を得ることができるという特殊観察を行うことができる。この実施の形態では、通常光観察モードの場合、通常光発光素子 LA と特殊光発光素子 LB との双方を照明させ、特殊光観察モードの場合、特殊光発光素子 LB のみを照明させる。

【0031】

なお、特殊光発光素子 LB は、図 4 に示すように、指向角 60° 以上の配光特性を有し、通常光発光素子 LA の配光特性よりも広くしている。これは、特殊光観察モードでは、カプセル型内視鏡 2 に近接した被写体を広く観察するためであり、通常光観察モードでは、カプセル型内視鏡 2 から離隔した被写体を観察するためである。また、カプセル型内視鏡 2 の長軸中心に位置するレンズ 20a は、鏡筒 20b 内であって撮像素子 20 の上部に配置され、発光素子 29 から照射され、被写体から反射した光を集光し、撮像素子 20 上に結像する。鏡筒 20b および撮像素子 20 は、撮像基板 20c 上に配置固定される。また、撮像素子 20 は、ベイヤ配列等で配列された RGB のカラーフィルタを有し、図 5 (b) に示すように、各 RGB の分光感度波長依存性を有する。

【0032】

ここで、受信装置 3 は、図 6 に示すように、受信部 30 が、複数の受信アンテナ 3a ~ 3h によって受信した RF 信号を復調し、受信信号処理部 31 が、この復調された信号をもとに画像情報などを生成し、記憶制御部 32 を介して携帯型記録媒体 5 に記憶する。制御部 33 は、受信装置 3 全体を制御するが、受信部 30 で受信した RF 信号の受信電界強度をもとに、最も受信電界強度が高い受信アンテナ 3a ~ 3h を選択し、受信部 30 に対して選択切替の指示を出力する。入出力部 34 は、各種の指示情報などを入力し、あるいは

10

20

30

40

50

は出力するもので、たとえばタッチパネルなどによって実現される。なお、受信装置 3 は、電池などによって実現されるバッテリー 35 を有するとともに、このバッテリーを用いて各構成部に電源を供給する電源回路 36 を有する。

【0033】

また、図 7 は、画像表示装置 4 の構成を示すブロック図である。図 7 に示すように、画像表示装置 4 の制御部 41 は、携帯型記録媒体 5 から入力された撮像情報を取得し、入力部 40 の指示のもと、記憶部 45 に格納する。その後、入力部 40 の指示のもと、記憶部 45 に記憶された所望の画像を取り出し、画像処理回路 42 で所望の画像処理を施した後、表示装置制御回路 43 を介してモニタ 44 に表示出力する。

【0034】

ここで、図 8 に示すフローチャートを参照して、カプセル型内視鏡 2 による撮像モードの切替設定処理手順について説明する。図 8 において、まず、制御部 26 は、撮像素子駆動部 25 および発光素子駆動部 10 を制御し、所定タイミング、たとえば 0.5 秒毎に、撮像処理を行う（ステップ S101）。その後、距離検出部 22 は、得られた撮像情報あるいは制御部 26 からの情報をもとに、距離に関する情報を取得する（ステップ S102）。その後、この距離に関する情報の値、たとえば発光時間などが閾値 12 に比して大きいかなかを判断する（ステップ S103）。距離に関する情報の値が、閾値 12 に比して大きい場合（ステップ S103, Yes）には、被写体とカプセル型内視鏡 2 との間が離隔しているので、通常光観察モードに設定し（ステップ S104）、ステップ S106 に移行する。一方、距離に関する情報の値が、閾値 12 に比して大きくない場合（ステップ S103, No）には、被写体とカプセル型内視鏡 2 との間が近接しているので、特殊光観察モードに設定し（ステップ S105）、ステップ S106 に移行する。ステップ S106 では、撮像処理を終了するか否かを判断し、撮像処理を終了しない場合（ステップ S106, No）、ステップ S101 に移行し、ステップ S104 あるいはステップ S105 によって設定された撮像モードによって上述した撮像処理を繰り返し行い、撮像処理を終了する場合（ステップ S106, Yes）には、本処理を終了する。なお、上述したように、通常光観察モードの場合、通常光発光素子 LA と特殊光発光素子 LB との双方を照明させて撮像し、特殊光観察モードの場合、特殊光発光素子 LB のみを照明させて撮像する。また、このようにして撮像された撮像情報は、少なくとも撮像モードの情報を付して受信装置 3 側に送信される。

【0035】

（距離に関する情報：発光時間）

ここで、上述した距離に関する情報の具体例について説明する。制御部 26 は、得られた画像情報をもとに自動調光制御を行っている。この自動調光制御によって、発光素子（LED）29 の発光時間が調整される。そして、カプセル型内視鏡 2 と被写体との間が離隔している場合には、被写体からの光の反射光量が少なく暗いため、発光素子 29 の発光時間が長く調整され、カプセル型内視鏡 2 と被写体との間の距離が近接している場合には、被写体からの光の反射光量が多いため、発光素子 29 の発光時間が短く調整される。すなわち、発光素子 29 の発光時間を検出することによって、カプセル型内視鏡 2 と被写体との間の距離を検出することができる。

【0036】

したがって、図 9 に示すように、制御部 26 は、現在設定されている撮像モードが特殊光観察モード M2 である場合、発光時間の閾値 t_B を超えたかなかを判断し、超えた場合に、通常光観察モード M1 に設定変更する処理を行う。一方、制御部 26 は、現在設定されている撮像モードが通常光観察モード M1 である場合、発光時間の閾値 t_{AB} 未満となったかなかを判断し、未満となった場合に、特殊光観察モード M2 に設定変更する処理を行う。なお、この例では、チャタリング防止のため、異なる閾値 t_{AB} , t_B を用いているが、閾値 t_{AB} , t_B を同一の閾値としてもよい。また、この例では、各通常光発光素子 LA と各特殊光発光素子 LB とに流す駆動電流を同じに設定している。

【0037】

(距離に関する情報：画像の明るさ)

つぎに、距離に関する情報として、画像の明るさを検出する場合について説明する。ここでは、画像の明るさを、取得した画像の高輝度部分の画素平均値を用いている。図10に示すように、高輝度部分の画素平均値は、カプセル型内視鏡2と被写体との間の距離の増大とともに、ある距離から飽和状態から脱し、その後、減少する。したがって、制御部26は、現在設定されている撮像モードが特殊光観察モードM2である場合であって、画像の明るさが閾値 C_{th} 未満に減少した場合、通常光観察モードM1に変更設定する。すなわち、特殊光観察モードM2のときに、明るさが閾値 C_{th} 未満になる領域EABでは、通常光観察モードM1に変更設定する。

【0038】

10

ここで、通常光観察モードM1および特殊光観察モードM2の双方とも閾値 C_{th} となる領域EBで、現在通常光観察モードM1である場合に、一度、特殊光発光素子LBのみをプレ発光し、明るさを検出し、閾値 C_{th} 未満である場合には、通常光観察モードM1を維持し、閾値 C_{th} である場合には、特殊光観察モードM2に変更設定することが、省エネルギー上、好ましい。

【0039】

なお、高輝度部分の画素平均値に限らず、図11に示すように、画像の明るさのヒストグラムをとり、このヒストグラムの高輝度部分ECの分布形状変化によって、カプセル型内視鏡2と被写体との間の距離を検出するようにしてもよい。たとえば、距離の増大によって曲線Hebが曲線Heabに変化する。もちろん、ヒストグラム全体の分布形状変化から距離を検出するようにしてもよい。

20

【0040】

また、図12に示すように、検出画像内の全ての画素を対象とせず、一部の画素を対象として明るさを検出するようにしてもよい。図12では、距離検出部22が、検出画像50内の中央部分の領域E0と、周辺部分の4つの領域E1～E4との各領域E0～E4の明るさを求めるようにしている。各領域E0～E4は、たとえば 10×10 画素の領域であり、明るさとして輝度を求めている。すなわち、輝度 $Y = 0.11 \cdot B + 0.59 \cdot G + 0.30 \cdot R$ として求めている。なお、この輝度に替えて、体内での吸収特性が最も少ない赤(R)成分のみから明るさを求めるようにしてもよい。

【0041】

30

(距離に関する情報：管腔検出)

この場合、中央部分の領域E0と、周辺部分の領域E1～E4とを検出しているので、管腔の軸方向を撮像しているか否かを検出することができる。すなわち、領域E0の明るさが所定値A未満で、領域E1～E4の明るさが所定値Bを超えている場合、この画像は、管腔の軸方向を撮像したものであると判定することができる。この管腔の軸方向を撮影している場合には、通常光観察モードM1に変更設定することが好ましく、撮影モードの切替処理に、この撮像条件を付加すると、きめの細かい切替処理が可能となる。

【0042】

(距離に関する情報：画像の空間周波数)

つぎに、距離に関する情報として、画像の空間周波数を検出する場合について説明する。取得した画像は、距離が近い場合、凹凸が粗く、距離が遠い場合、凹凸が細かいものとなる。すなわち、図13に示すように、距離が近い場合も距離が遠い場合も、画像信号の信号強度は、空間周波数が高くなるにしたがって低くなるが、距離が遠い場合の曲線Fbの方が、空間周波数が高くなるにしたがって低くなる減少度が高く、距離が近い場合の曲線Faとの信号強度差が大きくなる。

40

【0043】

すなわち、距離検出部22は、この空間周波数分布を求めることによって、距離を検出することができる。なお、空間周波数分布は、1次元あるいは2次元で処理するFFTを用いることによって実現される。なお、1次元でFFT処理を行う場合、複数ラインを平均するようにしてもよい。また、カラーフィルタがベイア配列である場合、Gの色成分の

50

画素に対する空間周波数を求めるようにすることが好ましい。ペイヤ配列では、4つの画素のうち2つの画素がG成分であるので、空間周波数を精度良く取得することができるからである。

【0044】

(距離に関する情報：接触検出)

ここでは、光学ドーム10bが被写体に接触したか否かによって距離を検出するようにしている。被写体との接触は、図14に示すように、圧力センサ60を設け、距離検出部22が、この圧力センサ60の測定結果を制御部26から受けることによって行う。圧力センサ60は、図15に示すように、光学ドーム10bとケース本体10aとの間の接合部分に設けられる。光学ドーム10bとケース本体10aとの間は、弾性部材61が設けられ、光学ドーム10bがケース本体10aに対して長軸方向に移動可能となっている。圧力センサ60は、たとえばバネ状の押圧部材であり、MEMS素子によって実現される。光学ドーム10bが消化管の側壁などに接触すると、この押圧力によって圧力センサ60が縮み、この変形を電気的あるいは機械的に検出することによって圧力を検出する。

【0045】

距離検出部22は、圧力センサ60によって測定された圧力が閾値12を超えた場合、光学ドーム10bが被写体に接触したと判定し、被写体とカプセル型内視鏡2との間の距離が近いことを検出する。制御部26は、距離が近い場合、特殊光観察モードM2に設定し、距離が遠い場合、通常光観察モードM1に設定する。

【0046】

ところで、光学ドーム10bが接触している場合、制御部26は、発光素子29による発光強度を強くし、さらに露光時間を短くする接触撮像モードM3をさらに設けてもよい。この接触撮像モードM3では、発光強度を強くすることで、少ないヘモグロビンの吸光反応を確実に撮像することが可能となり、この発光強度を強くするのに対応して露光時間を短くすることで、撮像素子20の出力が飽和するのを防止することができる。

【0047】

なお、図16に示すように、取得された画像62内の接触している部分63は、構造強調レベルを変更するなどの画像処理を行うことが好ましい。この画像処理を行うことによって、消化管表面の毛細血管などを強調表示することができる。ここで、接触している部分63の検出は、ある一定以上の明るさと均一性とを有し、空間の周波数成分が周囲の領域に比して低い(凹凸が少ない)部位を検出することによって実現される。

【0048】

(距離に関する情報：色成分検出による接触検出)

ところで、小腸を観察する場合、ビルルビン(胆汁色素)の影響を受け、画像全体が黄色くなってしまう。一方、光学ドーム10bが生体組織に接触すると、ビルルビンが撮像範囲から押し出され、黄色成分が減少する。この黄色成分は、G画素およびR画素の情報に含まれるので、たとえば、B画素の信号強度とG画素の信号強度との比(B/G)を求め、この比(B/G)が、閾値を越えた場合に、光学ドーム10bが生体組織に接触したと検出することができる。接触した場合、この比のBは変化がなく、この比のGが小さくなるため、比(B/G)が大きくなるからである。

【0049】

そして、制御部26は、接触した場合に、特殊光観察モードM2に設定し、接触しない場合に、通常光観察モードM1に設定する。あるいは、接触した場合に、上述したようにさらに、接触撮像モードM3に設定するようにしてもよい。

【0050】

(距離に関する情報：磁界情報)

ここでは、距離に関する情報として、磁界情報を用いている。図17に示すように、カプセル型内視鏡2を2眼のカプセル型内視鏡102とし、カプセル型内視鏡102内には、磁性体73と、磁場を検出する磁場検出部74とを有する。また、被検体1の外部には、体外磁場発生装置80が設けられ、胃70内の水71に浮いたカプセル型内視鏡102

に対して磁場を発生し、この磁場を変化させることによって、カプセル型内視鏡 102 を鉛直下方に引き寄せ、カプセル型内視鏡 102 を鉛直方向に移動させることができる。

【0051】

ここで、距離検出部 22 は、制御部 26 を介して、磁場検出部 74 から磁場の大きさを検出することによって、カプセル型内視鏡 102 と被検体である胃 70 の組織表面 70a との間の距離を検出することができる。制御部 26 は、この検出結果をもとに、上述した撮像モードを変更設定する処理を行うことができる。

【0052】

(通常光観察モードの変形例)

ところで、上述した通常光観察モードは、通常光発光素子 LA と特殊光発光素子 LB とを同時に発光させるものであったが、通常光観察モードを、通常光発光素子 LA のみの発光とするようにしてもよい。すなわち、通常光観察モードでは、通常光発光素子 LA のみを発光させ、特殊光観察モードでは、特殊光発光素子 LB のみを発光させるようにしてもよい。

【0053】

(発光素子の変形例)

また、上述した発光素子 29 では、通常光発光素子 LA と、特殊光発光素子 LB とがそれぞれ別体の発光素子として形成されるものであったが、通常光発光素子 LA と特殊光発光素子 LB とを一体化した LED として形成するようにしてもよい。

【0054】

たとえば、図 18 に示すように、LED 本体 90 に、415 ~ 430 nm にピークをもつ励起用 LED 91 と、450 ~ 480 nm にピークをもつ励起用 LED 92 とを形成し、この LED 本体 90 の上部に、530 ~ 560 nm に蛍光のピークをもつ蛍光体 93 を載せて結合させることによって、一体化した LED が実現される。これによって、通常光発光素子 LA と特殊光発光素子 LB との均等配置を考慮する必要がないため、発光素子の配置が容易かつ柔軟に行うことができる。

【0055】

なお、励起用 LED 91 を発光させることによって特殊光発光素子 LB と同じ機能が発揮され、励起用 LED 92 を発光させることによって通常光発光素子 LA と同じ機能が発揮される。この場合、図 19 に示すように、励起用 LED 91, 92 を並列接続し、さらに励起用 LED 91 に直列接続されたスイッチ 91a および励起用 LED 92 に直列接続されたスイッチ 92a を設けた発光素子駆動部 10 とし、制御部 26 によって選択駆動制御を行うことによって、任意の組合せの発光を行うことができる。また、図示しない可変抵抗を各励起用 LED 91, 92 に直列接続し、各励起用 LED 91, 92 に流れる電流比率を変化させるようにしてもよい。すなわち、スイッチ 91a, 92a によるオンオフに加えて、アナログ的に発光強度を変化させてもよい。さらに、2つの励起用 LED 91, 92 に加えて、たとえば 400 nm にピークをもつ励起用 LED を持たせるようにしてもよい。すなわち、2つの励起用 LED 91, 92 に限らず、3つ以上の励起用 LED を用いても良い。

【0056】

(発光素子および撮像素子の色成分調整)

ここでは、画像処理時のホワイトバランス補正值の比率が同一となるように、各通常光発光素子 LA と各特殊光発光素子 LB との励起光波長成分と、蛍光体の発光波長成分との比率を揃えるようにしている。

【0057】

図 20 に示すように、たとえば波長 1 (460 nm) および波長 3 (415 nm) に同じピーク値の励起光放射強度を有する LED であっても、撮像素子の分光感度特性によって最終的な受光強度が異なる ($S_3 < S_2 < S_1$)。すなわち、波長 1 に対する撮像素子の分光感度 S_1 に比して、波長 3 に対する撮像素子の分光感度 S_3 は小さいため、最終的な波長 3 の受光強度は、波長 1 の受光強度に比して小さくなる ($S_3 < S_2$

10

20

30

40

50

< S 1)。この結果、受光強度は異なるスペクトルをなす。

【 0 0 5 8 】

このため、図 2 1 に示すように波長 1 , 3 のピーク放射輝度を同じにし、撮像素子の B 画素の分光感度特性に応じて、蛍光体の発光成分比率を下げるようにしている。すなわち、図 2 1 に示す蛍光体の発光成分のピーク波長 0 (5 6 0 n m) 近傍が、B 画素の分光感度特性の低下に応じて小さくなるように、蛍光体の発光成分材料を少なくする。この結果、波長 1 , 3 に同じピーク放射輝度を有するものであっても、最終的な各発光素子からの受光強度スペクトルは、ほぼ同じ形状となる。

【 0 0 5 9 】

あるいは、図 2 2 に示すように、蛍光体の発光成分のピーク波長 0 近傍の値が同じになるように、蛍光体の発光成分材料を設定するとともに、B 画素の分光感度特性の低下を補正するように、波長 1 のピーク放射輝度に比して波長 3 のピーク放射輝度を大きくするようにし、最終的な各発光素子からの受光強度スペクトル形状を、ほぼ同じにする。

【 0 0 6 0 】

詳細な設定をする場合、具体的に、通常光発光素子 L A の放射輝度特性と撮像素子の分光感度特性とによる各 R G B の積分値をとり、各積分値の比率 (B / G , R / G) として、ある特定値をもたせる。なお、この比率は、1 近傍が好ましい。そして、特殊光発光素子 L B の放射輝度特性と撮像素子の分光感度特性とによる各 R G B の積分値をとり、各積分値の比率が、通常光発光素子 L A のときの比率と同じようにする。

【 0 0 6 1 】

あるいは、たとえば、B 成分に対して、通常光発光素子 L A の放射輝度特性と撮像素子の分光感度特性との積分値 X を求め、さらに、B 成分に対して、特殊光発光素子 L B の放射輝度特性と撮像素子の分光感度特性との積分値 Y を求め、この時の比率 (= Y / X) とすると、他の G 成分および R 成分に対する比率 も同じ値となるようにする。

【 0 0 6 2 】

この結果、どの発光素子から発光させても、あるいは複数の異なる発光素子を同時に発光させても、受光強度スペクトルが同じになり、画像処理時におけるホワイトバランス補正值も同じになるため、画像処理時におけるホワイトバランス補正值が共通化され、画像処理を容易に行うことができる。特に、異なるカプセル型内視鏡によって撮像された画像であっても、この色成分調整を行っておくことによって、たとえば、画像表示装置 4 側で、共通のホワイトバランス補正值を用いることができ、画像処理にかかる負荷を軽減することができる。

【 0 0 6 3 】

(距離に関する情報の外部入力)

上述した実施の形態では、距離に関する情報をカプセル型内視鏡 2 内で取得するようにしていたが、これに限らず、外部の装置によって取得した距離に関する情報をカプセル型内視鏡 2 が受信するようにしてもよい。この受信した距離に関する情報は、制御部 2 6 を介して距離検出部 2 2 に送られる。

【 0 0 6 4 】

ただし、この場合、カプセル型内視鏡 2 には、受信機構を持たせ、受信装置 3 には、送信機構を持たせる必要がある。このため、カプセル型内視鏡 2 には、図 2 3 に示すように、生体通信を行うための一对の受信電極 9 4 a , 9 4 b と、受信電極 9 4 a , 9 4 b 間の電位差から受信信号を受信する受信部 9 4 とを有する。一方、受信装置 3 には、図 2 4 に示すように、一对の送信電極 9 6 a , 9 6 b と、送信電極 9 6 a , 9 6 b 間に電位差を発生させ、被検体 1 を介してカプセル型内視鏡 2 側に送信信号を発生させる送信部 9 5 とを有する。

【 0 0 6 5 】

この受信装置 3 側からカプセル型内視鏡 2 側への送信機能を持たせることによって、たとえば、受信装置 3 側で画像解析を行い、この結果をもとに、上述した画像の明るさや空間周波数などの距離に関する情報をカプセル型内視鏡 2 側に送ることができる。また、外

10

20

30

40

50

部磁界発生装置を用いる場合には、カプセル型内視鏡 2 側に磁界検出部を設けずとも、外部磁界発生装置の磁界発生情報をカプセル型内視鏡 2 側に送り、この磁界発生情報を、距離に関する情報として用いることによって、上述した撮像モードの切替を行うことができる。

【 0 0 6 6 】

(距離に関する情報の出力先が外部かつ撮像条件が焦点距離)

上述した実施の形態では、距離に関する情報をカプセル型内視鏡 2 内の動作部に出力するようにしていたが、この距離に関する情報をカプセル型内視鏡 2 の外部に出力するようにしてもよい。たとえば、受信装置 3 内の動作部に出力してもよいし、画像処理装置 4 側の動作部に出力するようにしてもよい。

10

【 0 0 6 7 】

たとえば、カプセル型内視鏡 2 に替えて、図 2 5 に示すように、焦点距離の異なる 2 つの撮像系 A , B を有する 2 眼のカプセル型内視鏡 2 0 2 であって、内部に磁石 2 1 0 を有し、外部磁界によって反転が可能なものである。すなわち、光学ドーム 1 0 b に対応した光学ドーム 2 1 0 a , 2 1 0 b を長軸方向の両端に有し、一端には、焦点距離が長い撮像系 A を設け、他端には、焦点距離が短い撮像系 B を設けている。この撮像系 A , B に挟まれて、電池 2 3 1、磁石 2 1 0、送信アンテナ 2 5 0 などが搭載されている。撮像系 A , B は、それぞれ制御基板 2 3 0 a , 2 3 0 b 上に、レンズ 2 2 1 a , 2 2 1 b および撮像素子 2 2 0 a , 2 2 0 b を中心に、発光素子 2 2 9 a , 2 2 9 b が円環状に配置されている。また、電池 2 3 1 は、重量が大きいので、カプセル型内視鏡 2 0 2 のカプセル重心 G がカプセル型内視鏡 2 0 2 の中心に位置するように、重量部材としてのバラスト 2 4 0 が電池 2 3 1 の反対側に設けられている。

20

【 0 0 6 8 】

このカプセル型内視鏡 2 0 2 は、カプセル重心 G が中心に位置しているため、液体中などで容易に回転が可能となり、図 1 7 に示すような体外磁界発生装置 8 0 により、磁界を与えることにより、容易に回転させることができる。この体外磁界発生装置 8 0 に、カプセル型内視鏡 2 0 2 側から、距離に関する情報を出力すると、体外磁界発生装置 8 0 は、入力された距離に関する情報をもとに、磁界発生の向きを制御し、距離が短い場合には、焦点距離の短い撮像系 B を被写体の体内組織側に向け、距離が長い場合には、焦点距離の長い撮像系 A を被写体の体内組織側に向ける (図 2 6 参照) 。

30

【 0 0 6 9 】

上述した実施の形態では、撮像モードを変更することによって撮像条件を変更するようにしていたが、ここでは、距離に応じた焦点距離を有する撮像系を選択することによって撮像条件を変更するようにしている。また、動作部は、体外磁界発生装置 8 0 内の磁界発生制御部となる。

【 0 0 7 0 】

(撮像条件 : 焦点距離)

上述したように、撮像条件として異なる焦点距離を有した撮像系の変更を行う場合、磁界を用いず、カプセル型内視鏡の重心位置を変更させることによって行うことができる。たとえば、図 2 7 に示すように、カプセル型内視鏡 3 0 2 は、カプセル型内視鏡 2 0 2 の固定のバラスト 2 4 0 に替え、移動可能なバラスト 3 4 0 を設け、このバラスト 3 4 0 の移動を駆動させるバラスト駆動部 3 1 0 を有する。その他の構成は、図 2 5 に示したカプセル型内視鏡 2 0 2 と同じ構成である。

40

【 0 0 7 1 】

バラスト駆動部 3 1 0 は、長軸方向に伸縮する S M A (形状記憶合金) で形成され、この S M A に電流を流すことによって S M A を伸縮させ、バラスト 3 4 0 を移動させ、カプセル重心 G の位置を変化させる。このカプセル重心 G の位置を変化させることによって、カプセル型内視鏡 3 0 2 を回転させることができ、距離に関する情報に応じて撮像系の選択を行うことができる。すなわち、この場合の動作部は、カプセル型内視鏡 3 0 2 内のバラスト駆動部 3 1 0 であり、撮像条件は、上述した焦点距離である。

50

【 0 0 7 2 】

(カラーフィルタの変形例 1)

上述した実施の形態では、カラーフィルタがベイア配列であることを前提としていたが、ここでは、カラーフィルタの構成を変えて撮像画像を得ようとするものである。すなわち、図 2 8 (a) に示すように、通常光発光素子 L A による発光スペクトル F A と特殊光発光素子 L B による発光スペクトル F B とが得られるが、カラーフィルタは、図 2 8 (c) に示すように、R、G、B 1、B 2 の 4 画素を用い、B 1 画素と B 2 画素とを対角線で配置している。図 2 8 (b) に示すように、画素 B 1 の分光感度は、特殊光発光素子 L B の励起光スペクトルに対応させ、また画素 B 2 の分光感度は、通常光発光素子 L A の励起光スペクトルに対応させている。

10

【 0 0 7 3 】

そして、通常光撮像モードでは、R 画素、G 画素、(B 1 + B 2) 画素を用いて通常光画像の画像生成を行い、特殊光撮像モードでは、B 2 画素および G 画素を用いて特殊光画像 (血液吸光画像) の画像生成を行う。この場合、B 1 画素と G 画素との分光感度のスペクトルが分離しているため、鮮明な特殊光画像を得ることができる。なお、G (緑) 成分は、B 1 (青) 成分が吸光される血管よりも深部に位置するやや太い血管によって吸光され、これら 2 つの血管の分離を行うことができる。

【 0 0 7 4 】

(カラーフィルタの変形例 2)

この変形例 2 では、変形例 1 と同様の通常光発光素子 L A による発光スペクトル F A と特殊光発光素子 L B による発光スペクトル F B とが得られるが (図 2 9 (a) 参照)、変形例 1 に示した B 1 画素の分光感度スペクトルに B 3 画素の分光感度スペクトルをオーバーラップするようにしている (図 2 9 (b) 参照)。このカラーフィルタは、図 2 9 (c) に示すように、R、G、B 1、B 3 の 4 画素を用い、B 1 画素、B 3 画素を対角線で配置している。この場合も、B 3 画素の分光感度スペクトルと G 画素の分光感度スペクトルとを分離しているため、鮮明な特殊光画像を得ることができる。

20

【 0 0 7 5 】

(カラーフィルタの変形例 3)

この変形例 3 では、図 3 0 に示すように、ベイア配列の 2 つの G 画素のうち、1 つの G 画素を狭帯域の分光感度スペクトルを有する G 1 画素としている。ここで、特殊光観察モードでは、B 画素と G 1 画素とを用い、通常光観察モードでは、R 画素、G 画素 (または G 画素および G 1 画素)、B 画素を用いる。この場合も B 画素の分光感度スペクトルと G 1 画素の分光感度スペクトルとが分離されているため、鮮明な特殊光画像を得ることができる。

30

【 0 0 7 6 】

(撮像系の変形例 1)

上述した実施の形態では、通常光発光素子 L A および特殊光発光素子 L B を用いて、通常光画像および特殊光画像を得るものであったが、ここでは、発光素子として、図 3 1 に示すように、蛍光体を用いず、3 つの L E D、すなわち白色光を発光する白色 L E D 4 0 1、緑色光を発光する緑 L E D 4 0 2、青色光を発光する青 L E D 4 0 3 を設け、通常光観察モードでは、白色 L E D 4 0 1 のみを発光させ、特殊光観察モードでは、緑 L E D 4 0 2 と青 L E D 4 0 3 とを発光させる。

40

【 0 0 7 7 】

この場合のカラーフィルタは、図 3 2 (a) に示すように、ベイア配列の R 画素に替えて M g (マゼンタ) 画素を用いている。この場合の分光感度スペクトルは、図 3 2 (b) に示すように、M g 画素が、R 成分と B 成分とにまたがった分光感度スペクトルを有する。そして、通常光観察モードでは、M g 画素成分から B 画素成分を減算したものを R 画素成分として出力することにより、R G B による通常光画像を得ることができる。一方、特殊光観察モードでは、緑 L E D 4 0 2 および青 L E D 4 0 3 のみが発光されるため、R 成分の発光はない。そして、B 成分は、B 画素成分と M g 画素成分の B 成分領域とによって

50

B画素の2倍の受光強度を得ることができ、G成分は、2つのG画素によって2倍の受光強度を得ることができ、1つの画素配列で、ベイヤ配列時に比べて2倍の受光強度が得られるため、解像度の高い特殊光画像を得ることができる。

【0078】

(撮像系の変形例2)

また、図31に示した発光素子を用い、図33(a)に示すようなカラーフィルタ配列としても高い解像度の特殊光画像を得ることができる。すなわち、ベイヤ配列のR画素に替えてW(白色)画素を設けている。このW画素は、図33(b)に示すように、RGB全領域にまたがった分光感度スペクトルを有する。なお、この変形例2では、変形例1と異なり、通常光観察モードでは、白色LED401、緑LED402、青LED403のすべてを発光させ、R成分は、W画素成分から、B画素成分とG画素成分とを加算したものを減算することによって生成する。一方、特殊光観察モードでは、変形例1と同様に、緑LED402および青LED403を発光させ、W画素成分からG画素成分を減算することによってW画素からB成分を算出し、B成分は、B画素成分とこのW画素成分のうちのB成分とによって、2倍の受光感度を得ることができ、また、G成分は、2つのG画素を有するため、2倍の受光感度を得ることができる。この結果、特殊光観察モードでは、2倍の受光強度を得ることができ、解像度の高い特殊光画像を得ることができる。

【0079】

(撮像モード情報の付加出力)

ところで、通常のベイヤ配列で図34(b)に示す分光感度スペクトルを有する場合で、図34(a)に示す発光スペクトルFBの特殊光発光素子LBのみによる発光で画像を得ようとする場合、RGB成分を用いて通常光画像を得ることができるとともに、R成分を用いず、GB成分のみによって特殊光画像を得ることができる。すなわち、特殊光発光素子LBを用いた場合には、通常光画像と特殊光画像とを得ることができるため、画像表示装置4で画像表示出力する場合、通常光画像と特殊光画像とを得る画像処理あるいは表示できる旨の表示処理を行うことが好ましい。なお、通常光発光素子LAのみを用いた場合あるいは通常光発光素子LAと特殊光発光素子LBとを用いた場合、通常光画像を得ることができる。

【0080】

そこで、カプセル型内視鏡2は、撮像情報に、撮像条件を示す撮像モード情報を付加情報として含めて送信する。この撮像情報を受けた画像表示装置4は、各画像を表示する際、各画像に施す画像処理を図35に示す処理手順で行う。すなわち、まず画像に対応する付加情報が特殊光発光素子LBのみによって撮像されたものであるか否かを判断する(ステップS201)。その後、付加情報が特殊光発光素子LBのみによって撮像されたものでない場合(ステップS201, No)、通常光発光素子LAのみによって撮像された画像を含め、通常光発光素子LAと特殊光発光素子LBとによって撮像されたときの通常光画像生成処理を行って(ステップS202)本処理を終了する。

【0081】

一方、付加情報が特殊光発光素子LBのみである場合(ステップS201, Yes)、特殊光発光素子LBのみによって撮像された画像に対する通常光画像生成処理を行う(ステップS203)とともに、特殊光発光素子LB観察モードのみによって撮像された画像に対する特殊光画像(血液吸光画像)生成処理を並列して行う(ステップS204)。そして、本処理を終了する。

【0082】

このようにして得られた通常光画像と特殊光画像(血液吸光画像)とは、図36に示すように、モニタ44の表示画面E内の領域EP1、EP2内にそれぞれ表示することができる。ここで、表示画面E内には、一連の画像群の特徴色で画像順(画像取得順)に並べた平均色バー500が表示される。この平均色バー500は、GUIであり、平均色バー500の所望位置を指示することによって、この所望位置に対応した画像を表示出力し、あるいは所望位置に対応した画像から順次、連続して表示出力する。ここでは、さらに平

10

20

30

40

50

均色バー５００の上部に接続し、同じ画像順（画像取得順）で、特殊光画像がある場合には、その領域５０１aを表示出力する撮像モード表示バー５０１が設けられる。この撮像モード表示バー５０１上の領域５０１aは、通常光画像の表示の他に、特殊光画像の表示が可能であることを示している。なお、すべての画像が特殊光発光素子LBのみによって撮像された場合には、撮像モード表示バー５０１の領域５０１aが、特殊光画像の表示が好ましい領域として表示出力するようにしてもよい。この好ましい領域であるか否かの判断は、撮像情報に付加された距離に関する情報あるいは距離に関する情報をもとにした判断結果をもとに行い、距離が閾値よりも短い場合に、好ましい領域であるとして表示出力する。

【００８３】

10

（撮像モードの変形例）

上述した実施の形態では、通常光観察モードと特殊光観察モードとのいずれか一方に選択設定され、この選択設定された撮像モードは、次の撮像時の撮像モードとなっていた。ここで、さらに、時間的な視点に立った撮像モードの設定変更を行ってもよい。たとえば、撮像条件によって、通常光観察モードと特殊光観察モードとを交互に行う交互撮像モードと、一時的に割り込んで選択設定された撮像モードを一回に限り行う一時撮像モードとを設けるようにしてもよい。

【００８４】

なお、上記各実施の形態のさらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表わしかつ記述した特定の詳細および代表的な実施の形態に限定されるものではない。したがって、添付のクレームおよびその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神または範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

20

【符号の説明】

【００８５】

- １ 被写体
- ２，１０２，２０２，３０２ カプセル型内視鏡
- ３ 受信装置
- ３a～３h 受信アンテナ
- ４ 画像表示装置
- ５ 携帯型記録媒体
- １０ 発光素子駆動部
- １０a ケース本体
- １０b，２１０b 光学ドーム
- １１，４５ 記憶部
- １２ 閾値
- ２０，２２０a，２２０b 撮像素子
- ２０a，２２１a，２２１b レンズ
- ２０b 鏡筒
- ２０c 撮像基板
- ２１ 画像信号処理回路
- ２２ 距離検出部
- ２３，９５ 送信部
- ２４ 送信アンテナ
- ２５ 撮像素子駆動部
- ２６，３３，４１ 制御部
- ２７，３６ 電源回路
- ２８，３５ バッテリ
- ２９，２２９a，２２９b 発光素子
- ２９a 光源基板

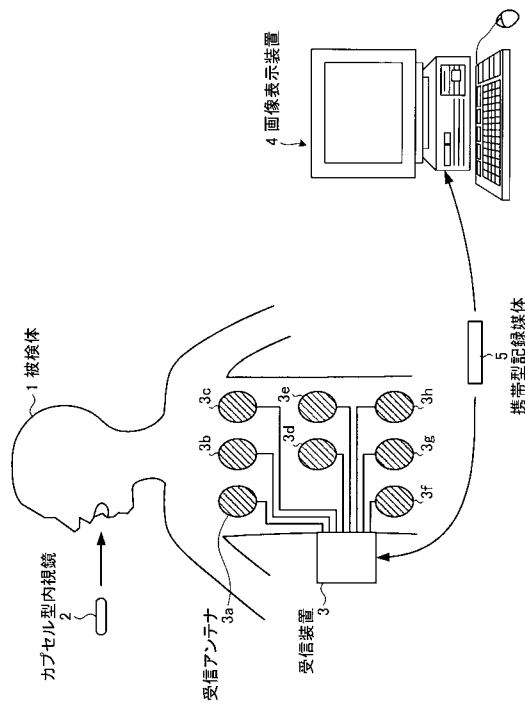
30

40

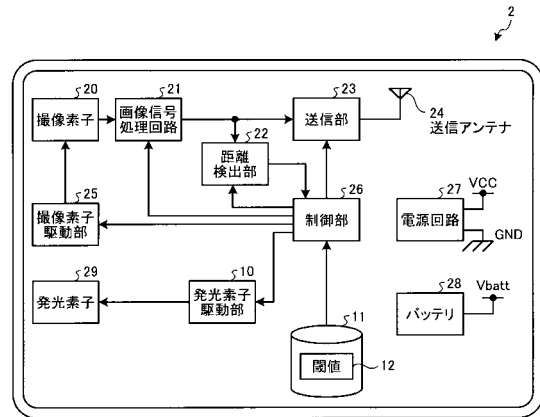
50

3 0 , 9 4	受信部	
3 1	受信信号処理部	
3 2	記憶制御部	
3 4	入出力部	
4 0	入力部	
4 2	画像処理回路	
4 3	表示装置制御回路	
4 4	モニタ	
5 0	検出画像	
6 0	圧力センサ	10
6 1	弾性部材	
7 0	胃	
7 1	水	
7 4	磁気検出部	
8 0	体外磁場発生装置	
9 0	L E D 本体	
9 1 , 9 2	励起用 L E D	
9 1 a , 9 2 a	スイッチ	
9 3	蛍光体	
9 4 a , 9 4 b	受信電極	20
9 6 a , 9 6 b	送信電極	
2 1 0	磁石	
2 3 1	電池	
2 4 0	バラスト	
2 5 0	送信アンテナ	
4 0 1	白色 L E D	
4 0 2	緑 L E D	
4 0 3	青 L E D	
5 0 0	平均色バー	
5 0 1	撮像モード表示バー	30
L A	通常光発光素子	
L B	特殊光発光素子	
G	カプセル重心	

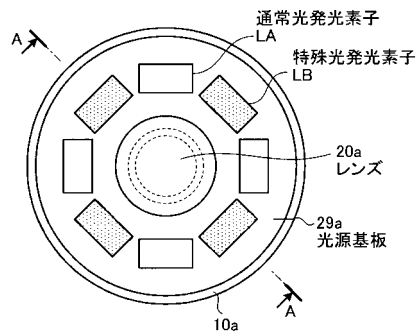
【図 1】



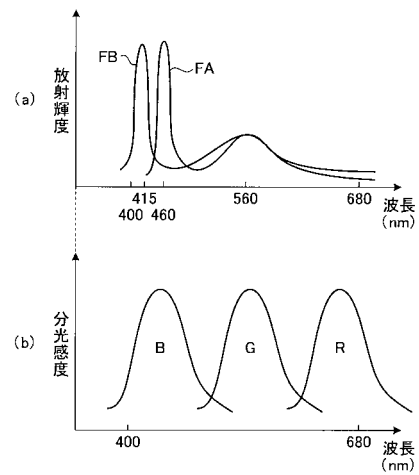
【図 2】



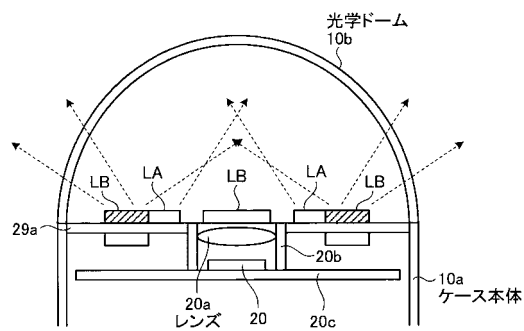
【図 3】



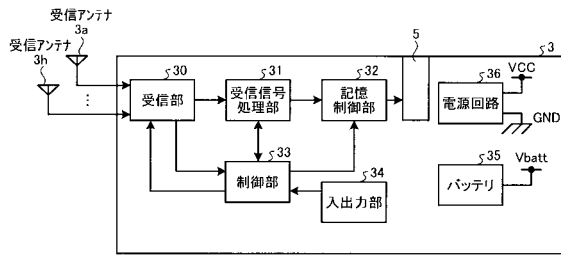
【図 5】



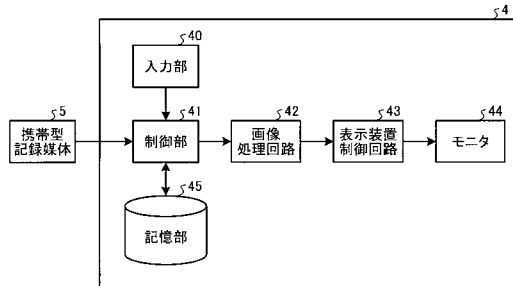
【図 4】



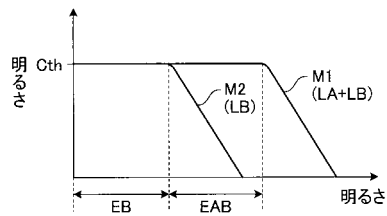
【図 6】



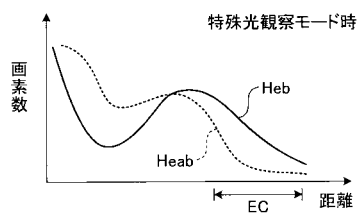
【図 7】



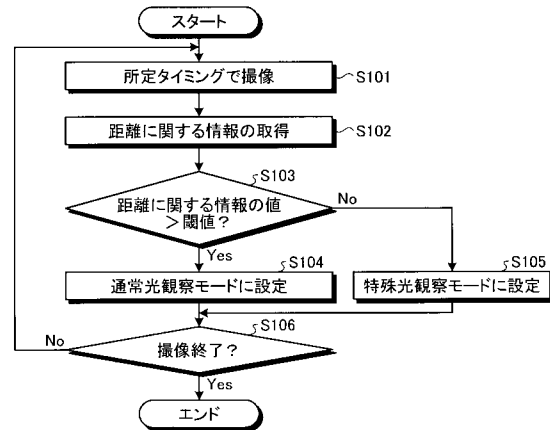
【図 10】



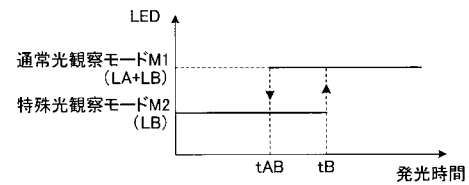
【図 11】



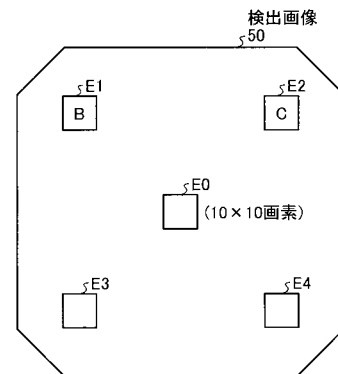
【図 8】



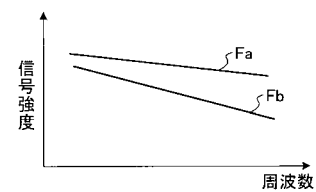
【図 9】



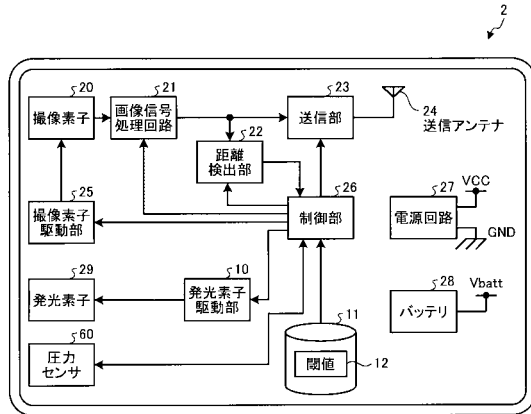
【図 12】



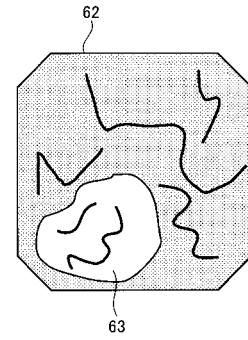
【図 13】



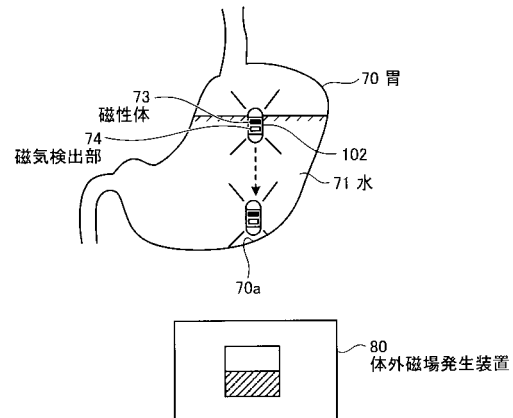
【図14】



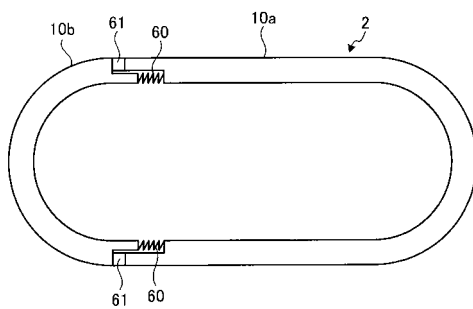
【図16】



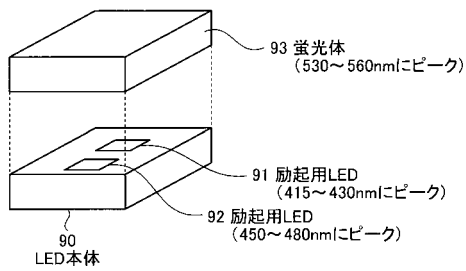
【図17】



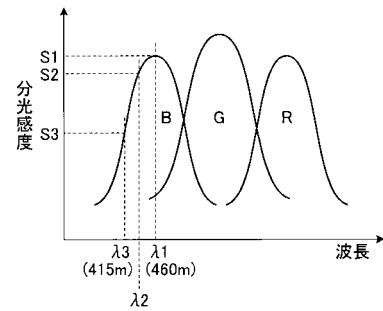
【図15】



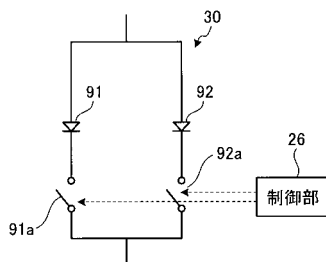
【図18】



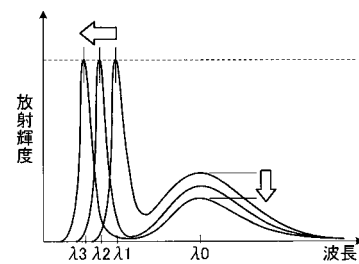
【図20】



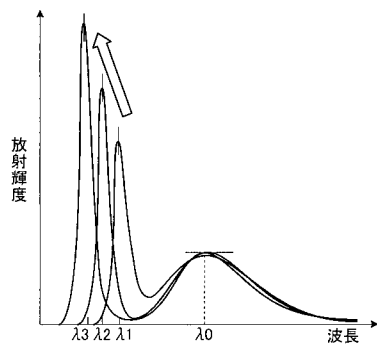
【図19】



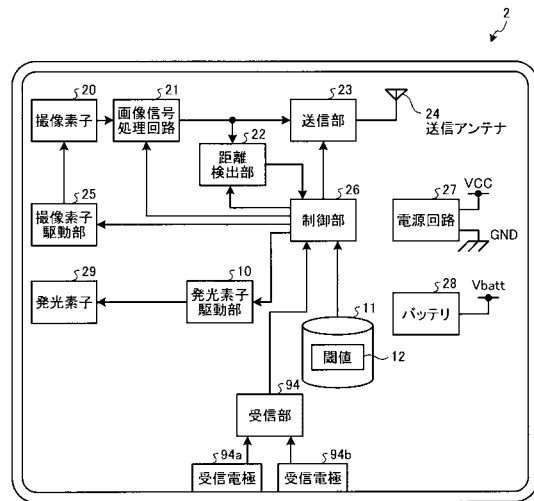
【図21】



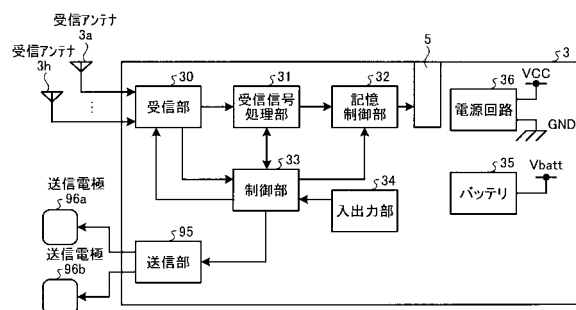
【図 2 2】



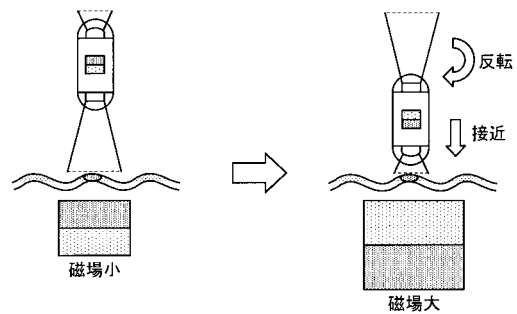
【図 2 3】



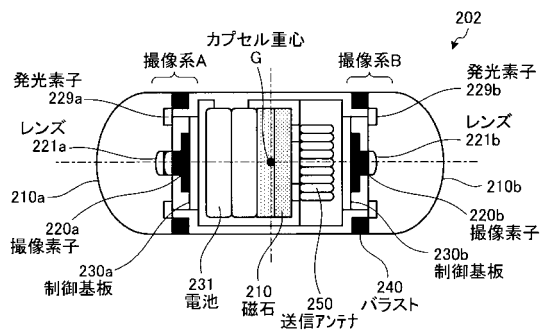
【図 2 4】



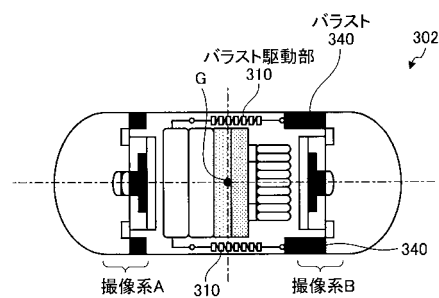
【図 2 6】



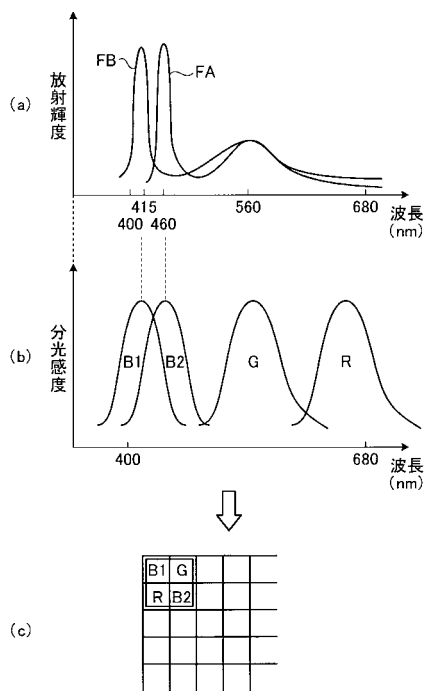
【図 2 5】



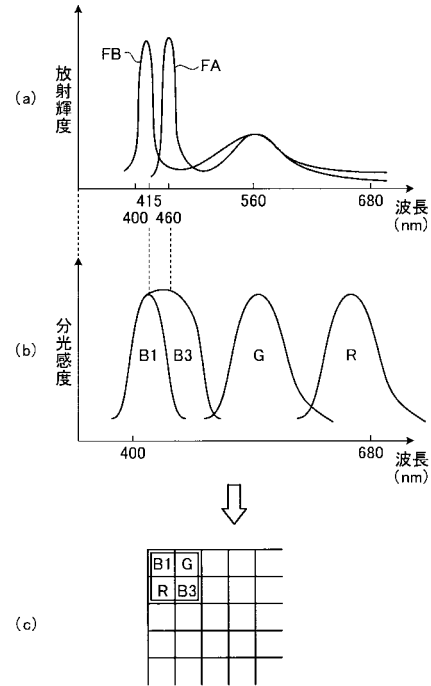
【図 2 7】



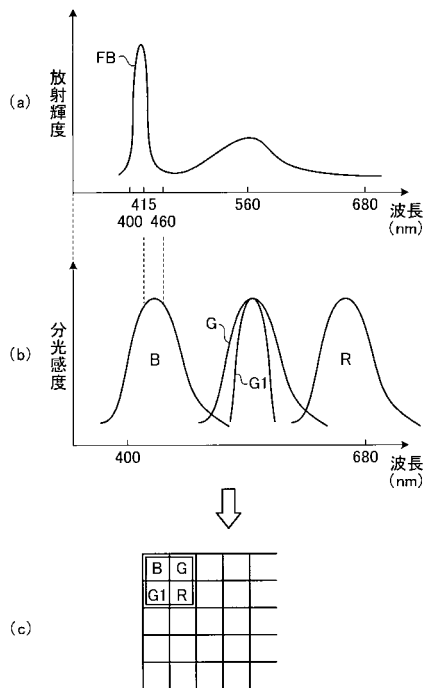
【図 28】



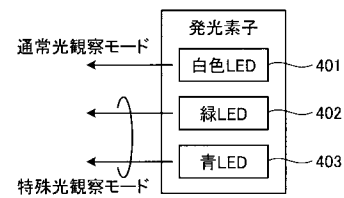
【図 29】



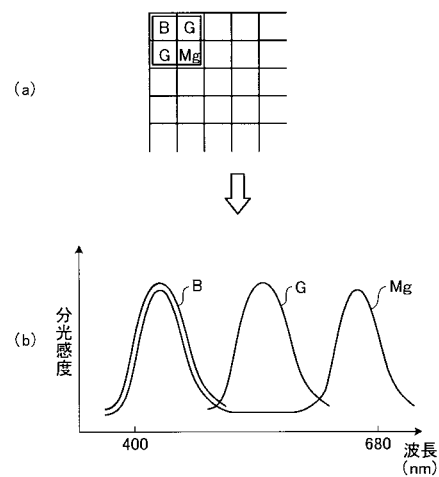
【図 30】



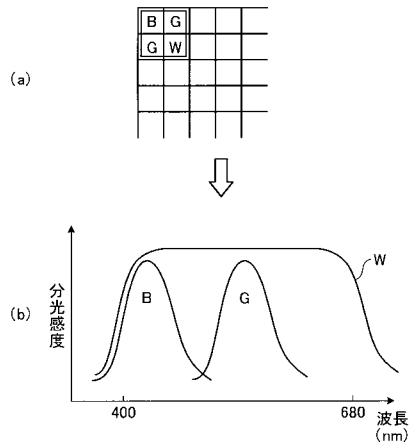
【図 31】



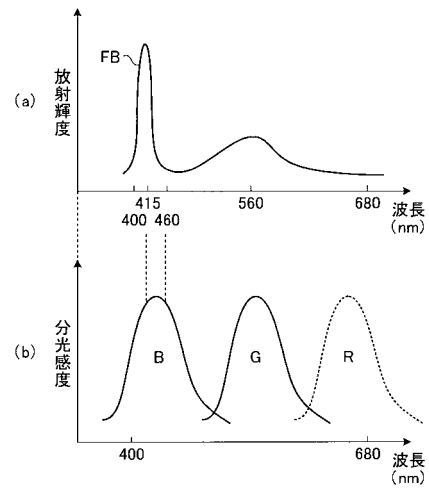
【図 32】



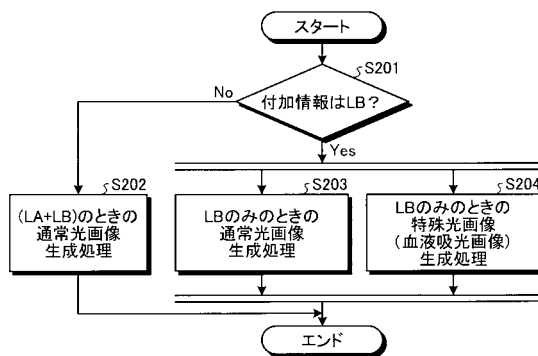
【図 3 3】



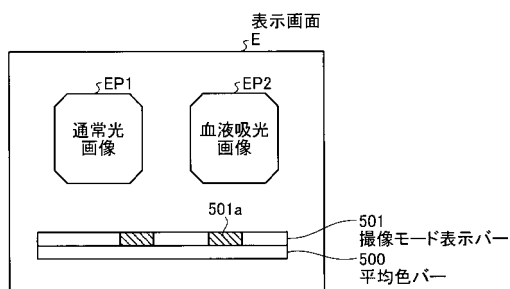
【図 3 4】



【図 3 5】



【図 3 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 田中 慎介
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 菅 武志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 折原 達也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 田村 和昭
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル株式会社内

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開2008-237639(JP,A)
特開2005-040400(JP,A)
国際公開第2009/069490(WO,A1)
国際公開第2007/135757(WO,A1)
国際公開第2009/022667(WO,A1)
国際公開第2007/077922(WO,A1)
特開2006-020702(JP,A)
特表2004-536648(JP,A)
国際公開第2008/099761(WO,A1)
特開2008-237640(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	JP4857393B2	公开(公告)日	2012-01-18
申请号	JP2010546981	申请日	2010-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	内山昭夫 薬袋哲夫 田中慎介 菅武志 折原達也 田村和昭		
发明人	内山 昭夫 薬袋 哲夫 田中 慎介 菅 武志 折原 達也 田村 和昭		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00009 A61B1/00158 A61B1/0607 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2009139570 2009-06-10 JP		
其他公开文献	JPWO2010143692A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够根据不同对象的形状和状态获得期望图像的胶囊内窥镜设备。关于用于照射活组织的发光元件29，用于对活组织成像的成像装置20，用于发送包括由成像装置20捕获的图像的成像信息的发送单元23，存储单元11用于存储信息阈值12，用于检测关于活组织之间的距离的信息的距离检测单元22和关于由距离检测单元22检测的距离的信息与阈值12进行比较并且控制单元被配置为基于比较结果选择成像条件，并将所选择的成像条件输出到发光元件驱动单元和/或成像元件驱动单元以进行成像。

