

29 LIGHT EMITTING ELEMENT
25 IMAGE CAPTURING ELEMENT DRIVE UNIT
26 IMAGE CAPTURING ELEMENT
21 IMAGE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
22 DISTANCE DETECTION UNIT
23 TRANSMISSION UNIT
24 TRANSMISSION ANTENNA
27 ELECTRIC POWER SOURCE CIRCUIT
28 BATTERY
12 THRESHOLD VALUE
10 LIGHT EMITTING ELEMENT DRIVE UNIT
20 CONTROL UNIT

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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カプセル型内視鏡装置。

10

【請求項 2】

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請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 3】

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請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

20

【請求項 4】

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請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 5】

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請求項 4 に記載のカプセル型内視鏡装置。

30

【請求項 6】

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請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 7】

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、前記磁性体が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請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

40

【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】

50

【 0 0 0 2 】

近年、内視鏡の分野において、飲み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み込まれた後、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。

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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。

【 0 0 0 5 】

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 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 5 2 4 0 9 7 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 5 - 7 3 8 8 7 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 6 - 5 0 9 5 7 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 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

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 】

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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

10

20

30

40

50

徴とする。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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。

10

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

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。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【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。

【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。

40

【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。

【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。

50

【図 1 4】図 1 4 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 1 5】図 1 5 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 1 6】図 1 6 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。

【図 1 7】図 1 7 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 1 8】図 1 8 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 1 9】図 1 9 は、図 1 8 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。

10

【図 2 0】図 2 0 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 2 1】図 2 1 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。

【図 2 2】図 2 2 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 2 3】図 2 3 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。

20

【図 2 4】図 2 4 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 2 5】図 2 5 は、2 つの撮像系を有したカプセル型内視鏡の構成を示す図である。

【図 2 6】図 2 6 は、図 2 5 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。

【図 2 7】図 2 7 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 2 8】図 2 8 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 2 9】図 2 9 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。

30

【図 3 0】図 3 0 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 3 1】図 3 1 は、発光素子の変形例の構成を示す図である。

【図 3 2】図 3 2 は、図 3 1 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 3 3】図 3 3 は、図 3 1 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 3 4】図 3 4 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 3 5】図 3 5 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。

40

【図 3 6】図 3 6 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

50

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 3 a ~ 3 h 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 3 a ~ 3 h 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 3 a ~ 3 h 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 3 a ~ 3 h 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 3 a ~ 3 h 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。

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

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

10

20

30

40

50

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 I D、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 I D、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。

【 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 1 0 a と光学ドーム 1 0 b とによって形成される（図 4 参照）。ケース本体 1 0 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 1 0 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 1 0 a の一端である開口端を閉じる態様でケース本体 1 0 a に取り付けられる。かかるケース本体 1 0 a と光学ドーム 1 0 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。

10

【 0 0 2 7 】

カプセル型内視鏡 2 は、L E D 等によって実現される発光素子 2 9 と発光素子 2 9 を駆動制御する発光素子駆動部 1 0 とを有し、これらは照明部として機能する。また、C C D や C M O S 等によって実現される固体撮像素子である撮像素子 2 0 と撮像素子 2 0 を駆動制御する撮像素子駆動部 2 5 と撮像素子 2 0 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 2 1 とを有し、これらは撮像部として機能する。また、送信部 2 3 は、画像信号処理回路 2 1 から出力された画像情報を含む撮像情報を受線信号として送信アンテナ 2 4 から出力する。

20

【 0 0 2 8 】

ここで、距離検出部 2 2 は、たとえば画像信号処理回路 2 1 から出力された画像情報あるいは制御部 2 6 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 2 6 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 2 2 が検出した距離に関する情報と、記憶部 1 1 に記憶された、撮像モードの切替に関する閾値 1 2 とを比較し、次の撮像モードを決定し、撮像素子駆動部 2 5 および / または発光素子駆動部 1 0 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 2 8 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 2 7 を有する。

30

【 0 0 2 9 】

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 2 9 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 2 9 の放射輝度の波長依存性と撮像素子 2 0 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 2 9 は、撮像素子 2 0 およびレンズ 2 0 a 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 2 0 は、4 つの通常光発光素子 L A と 4 つの特殊光発光素子 L B とからなり、光源基板 2 9 a 上に配置される。

40

【 0 0 3 0 】

通常光発光素子 L A は、青色（450 ~ 480 nm 近傍、好ましくは 460 nm 近傍）L E D 上に黄色蛍光体が設けられ、図 5（a）の曲線 F A に示すような白色光源である。一方、特殊光発光素子 L B は、通常光発光素子 L A の青色 L E D よりも短波長の青色（415 ~ 430 nm 近傍、好ましくは 415 nm 近傍）L E D 上に黄色蛍光体が設けられ、図 5（a）の曲線 F B に示すような白色光源である。黄色蛍光体は、各青色 L E D 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 L A は、通常の白色光源として実現されるが、特殊光発光素子 L B は、白色光源であ

50

るものの、放射輝度の波長依存性のピーク波長が415nm近傍にある。ここで、415nm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、ベイア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

10

20

30

40

50

終了する場合（ステップ S 1 0 6 , Y e s ）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 L A と特殊光発光素子 L B 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 L B 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。

【 0 0 3 5 】

（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 2 6 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（L E D）2 9 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 2 9 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 2 9 の発光時間が短く調整される。すなわち、発光素子 2 9 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。

10

【 0 0 3 6 】

したがって、図 9 に示すように、制御部 2 6 は、現在設定されている撮像モードが特殊光観察モード M 2 である場合、発光時間の閾値 t_B を超えたか否かを判断し、超えた場合に、通常光観察モード M 1 に設定変更する処理を行う。一方、制御部 2 6 は、現在設定されている撮像モードが通常光観察モード M 1 である場合、発光時間の閾値 t_{AB} 未満となったか否かを判断し、未満となった場合に、特殊光観察モード M 2 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 L A と各特殊光発光素子 L B とに流す駆動電流を同じに設定している。

20

【 0 0 3 7 】

（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 1 0 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 2 6 は、現在設定されている撮像モードが特殊光観察モード M 2 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 M 1 に変更設定する。すなわち、特殊光観察モード M 2 のときに、明るさが閾値 C_{th} 未満になる領域 E A B では、通常光観察モード M 1 に変更設定する。

30

【 0 0 3 8 】

ここで、通常光観察モード M 1 および特殊光観察モード M 2 の双方とも閾値 C_{th} となる領域 E B で、現在通常光観察モード M 1 である場合に、一度、特殊光発光素子 L B のみをブレ発光し、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 M 1 を維持し、閾値 C_{th} である場合には、特殊光観察モード M 2 に変更設定することが、省エネルギー上、好ましい。

40

【 0 0 3 9 】

なお、高輝度部分の画素平均値に限らず、図 1 1 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 E C 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 H e b が曲線 H e a b 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。

【 0 0 4 0 】

また、図 1 2 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 1 2 では、距離検出部 2 2 が、検出画像 5 0 内の中央部分の領域 E 0 と、周辺部分の 4 つの領域 E 1 ~ E 4 との各領域 E 0 ~ E 4

50

の明るさを求めるようにしている。各領域 E 0 ~ E 4 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】

(距離に関する情報：管腔検出)

この場合、中央部分の領域 E 0 と、周辺部分の領域 E 1 ~ E 4 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 E 0 の明るさが所定値 A 未満で、領域 E 1 ~ E 4 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 M 1 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。

10

【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 F b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 F a との信号強度差が大きくなる。

20

【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。ベイア配列では、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 10 b 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 10 b とケース本体 10 a との間の接合部分に設けられる。光学ドーム 10 b とケース本体 10 a との間は、弾性部材 61 が設けられ、光学ドーム 10 b がケース本体 10 a 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、たとえばパ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 10 b 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、この変形を電氣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。

30

【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 10 b 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 M 2 に設定し、距離が遠い場合、通常光観察モード M 1 に設定する。

40

【0046】

ところで、光学ドーム 10 b 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 M 3 をさらに設けてもよい。この接触撮像モード M 3 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。

50

【 0 0 4 7 】

なお、図 1 6 に示すように、取得された画像 6 2 内の接触している部分 6 3 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 6 3 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。

【 0 0 4 8 】

（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 1 0 b 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 1 0 b 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。

【 0 0 4 9 】

そして、制御部 2 6 は、接触した場合に、特殊光観察モード M 2 に設定し、接触しない場合に、通常光観察モード M 1 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 M 3 に設定するようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

（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 1 7 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 1 0 2 とし、カプセル型内視鏡 1 0 2 内には、磁性体 7 3 と、磁場を検出する磁場検出部 7 4 とを有する。また、被検体 1 の外部には、体外磁場発生装置 8 0 が設けられ、胃 7 0 内の水 7 1 に浮いたカプセル型内視鏡 1 0 2 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 1 0 2 を鉛直下方に引き寄せ、カプセル型内視鏡 1 0 2 を鉛直方向に移動させることができる。

【 0 0 5 1 】

ここで、距離検出部 2 2 は、制御部 2 6 を介して、磁場検出部 7 4 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 1 0 2 と被検体である胃 7 0 の組織表面 7 0 a との間の距離を検出することができる。制御部 2 6 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。

【 0 0 5 2 】

（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 L A と特殊光発光素子 L B 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 L A 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 L A のみを発光させ、特殊光観察モードでは、特殊光発光素子 L B のみを発光させるようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

（発光素子の変形例）

また、上述した発光素子 2 9 では、通常光発光素子 L A と、特殊光発光素子 L B 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 L A と特殊光発光素子 L B とを一体化した L E D として形成するようにしてもよい。

【 0 0 5 4 】

たとえば、図 1 8 に示すように、L E D 本体 9 0 に、4 1 5 ~ 4 3 0 n m にピークをもつ励起用 L E D 9 1 と、4 5 0 ~ 4 8 0 n m にピークをもつ励起用 L E D 9 2 とを形成し、この L E D 本体 9 0 の上部に、5 3 0 ~ 5 6 0 n m に蛍光のピークをもつ蛍光体 9 3 を載せて結合させることによって、一体化した L E D が実現される。これによって、通常光発光素子 L A と特殊光発光素子 L B との均等配置を考慮する必要がないため、発光素子の

10

20

30

40

50

配置が容易かつ柔軟に行うことができる。

【0055】

なお、励起用LED91を発光させることによって特殊光発光素子LBと同じ機能が發揮され、励起用LED92を発光させることによって通常光発光素子LAと同じ機能が發揮される。この場合、図19に示すように、励起用LED91, 92を並列接続し、さらに励起用LED91に直列接続されたスイッチ91aおよび励起用LED92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LED91, 92に直列接続し、各励起用LED91, 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LED91, 92に加えて、たとえば400nm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LED91, 92に限らず、3つ以上の励起用LEDを用いても良い。

10

【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 λ_1 (460nm)および波長 λ_3 (415nm)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($\lambda_3 < \lambda_2 < \lambda_1$)。すなわち、波長 λ_1 に対する撮像素子の分光感度 S_1 に比して、波長 λ_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 λ_3 の受光強度は、波長 λ_1 の受光強度に比して小さくなる($S_3 < S_2 < S_1$)。この結果、受光強度は異なるスペクトルをなす。

20

【0058】

このため、図21に示すように波長 λ_1 , λ_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21に示す蛍光体の発光成分のピーク波長 λ_0 (560nm)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 λ_1 , λ_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。

30

【0059】

あるいは、図22に示すように、蛍光体の発光成分のピーク波長 λ_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 λ_1 のピーク放射輝度に比して波長 λ_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。

【0060】

詳細な設定をする場合、具体的に、通常光発光素子LAの放射輝度特性と撮像素子の分光感度特性とによる各RGB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LBの放射輝度特性と撮像素子の分光感度特性とによる各RGBの積分値をとり、各積分値の比率が、通常光発光素子LAのときの比率と同じようにする。

40

【0061】

あるいは、たとえば、B成分に対して、通常光発光素子LA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LB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 α ($=Y/X$)とすると、他のG成分およびR成分に対する比率 α も同じ値となるようにする。

【0062】

50

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。

【００６３】

（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２６を介して距離検出部２２に送られる。

10

【００６４】

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２３に示すように、生体通信を行うための一对の受信電極９４ａ，９４ｂと、受信電極９４ａ，９４ｂ間の電位差から受信信号を受信する受信部９４とを有する。一方、受信装置３には、図２４に示すように、一对の送信電極９６ａ，９６ｂと、送信電極９６ａ，９６ｂ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９５とを有する。

20

【００６５】

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。

30

【００６６】

（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。

【００６７】

たとえば、カプセル型内視鏡２に替えて、図２５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２０２であって、内部に磁石２１０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１０ｂに対応した光学ドーム２１０ａ，２１０ｂ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２３１、磁石２１０、送信アンテナ２５０などが搭載されている。撮像系Ａ，Ｂは、それぞれ制御基板２３０ａ，２３０ｂ上に、レンズ２２１ａ，２２１ｂおよび撮像素子２２０ａ，２２０ｂを中心に、発光素子２２９ａ，２２９ｂが円環状に配置されている。また、電池２３１は、重量が大きいため、カプセル型内視鏡２０２のカプセル重心Ｇがカプセル型内視鏡２０２の中心に位置するように、重量部材としてのバラスト２４０が電池２３１の反対側に設けられている。

40

【００６８】

このカプセル型内視鏡２０２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１７に示すような体外磁界発生装置８０により、磁界を

50

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 80 に、カプセル型内視鏡 202 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 80 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 26 参照）。

【0069】

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 80 内の磁界発生制御部となる。

10

【0070】

（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 27 に示すように、カプセル型内視鏡 302 は、カプセル型内視鏡 202 の固定のバラスト 240 に替え、移動可能なバラスト 340 を設け、このバラスト 340 の移動を駆動させるバラスト駆動部 310 を有する。その他の構成は、図 25 に示したカプセル型内視鏡 202 と同じ構成である。

【0071】

バラスト駆動部 310 は、長軸方向に伸縮する SMA（形状記憶合金）で形成され、この SMA に電流を流すことによって SMA を伸縮させ、バラスト 340 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 302 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 302 内のバラスト駆動部 310 であり、撮像条件は、上述した焦点距離である。

20

【0072】

（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 28（a）に示すように、通常光発光素子 LA による発光スペクトル FA と特殊光発光素子 LB による発光スペクトル FB とが得られるが、カラーフィルタは、図 28（c）に示すように、R、G、B1、B2 の 4 画素を用い、B1 画素と B2 画素とを対角線で配置している。図 28（b）に示すように、画素 B1 の分光感度は、特殊光発光素子 LB の励起光スペクトルに対応させ、また画素 B2 の分光感度は、通常光発光素子 LA の励起光スペクトルに対応させている。

30

【0073】

そして、通常光撮像モードでは、R 画素、G 画素、（B1 + B2）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、B2 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、B1 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、B1（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。

40

【0074】

（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 LA による発光スペクトル FA と特殊光発光素子 LB による発光スペクトル FB とが得られるが（図 29（a）参照）、変形例 1 に示した B1 画素の分光感度スペクトルに B3 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 29（b）参照）。このカラーフィルタは、図 29（c）に示すように、R、G、B1、B3 の 4 画素を用い、B1 画素、B3 画素を対角線で配置している。この場合も、B3 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

50

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。

【0075】

(カラーフィルタの変形例3)

この変形例3では、図30に示すように、ベイヤ配列の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G1画素としている。ここで、特殊光観察モードでは、B画素とG1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G1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G1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。

【0076】

(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LAおよび特殊光発光素子LB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31に示すように、蛍光体を用いず、3つのLED、すなわち白色光を発光する白色LED401、緑色光を発光する緑LED402、青色光を発光する青LED403を設け、通常光観察モードでは、白色LED401のみを発光させ、特殊光観察モードでは、緑LED402と青LED403とを発光させる。

【0077】

この場合のカラーフィルタは、図32(a)に示すように、ベイヤ配列のR画素に替えてMg(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32(b)に示すように、Mg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、Mg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、RGB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LED402および青LED403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Mg画素成分のB成分領域とによって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

10

20

30

40

50

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 L A のみを用いた場合あるいは通常光発光素子 L A と特殊光発光素子 L B とを用いた場合、通常光画像を得ることができる。

【 0 0 8 0 】

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 3 5 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 L B 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 S 2 0 1）。その後、付加情報が特殊光発光素子 L B のみによって撮像されたものでない場合（ステップ S 2 0 1, N o）、通常光発光素子 L A のみによって撮像された画像を含め、通常光発光素子 L A と特殊光発光素子 L B 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 S 2 0 2）本処理を終了する。

10

【 0 0 8 1 】

一方、付加情報が特殊光発光素子 L B のみである場合（ステップ S 2 0 1, Y e s）、特殊光発光素子 L B 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 S 2 0 3）とともに、特殊光発光素子 L B 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 S 2 0 4）。そして、本処理を終了する。

【 0 0 8 2 】

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 3 6 に示すように、モニタ 4 4 の表示画面 E 内の領域 E P 1, E P 2 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 5 0 0 が表示される。この平均色バー 5 0 0 は、G U I であり、平均色バー 5 0 0 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、さらに平均色バー 5 0 0 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 5 0 1 a を表示出力する撮像モード表示バー 5 0 1 が設けられる。この撮像モード表示バー 5 0 1 上の領域 5 0 1 a 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 L B のみによって撮像された場合には、撮像モード表示バー 5 0 1 の領域 5 0 1 a 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。

20

30

【 0 0 8 3 】

（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。

40

【 0 0 8 4 】

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。

【 符号の説明 】

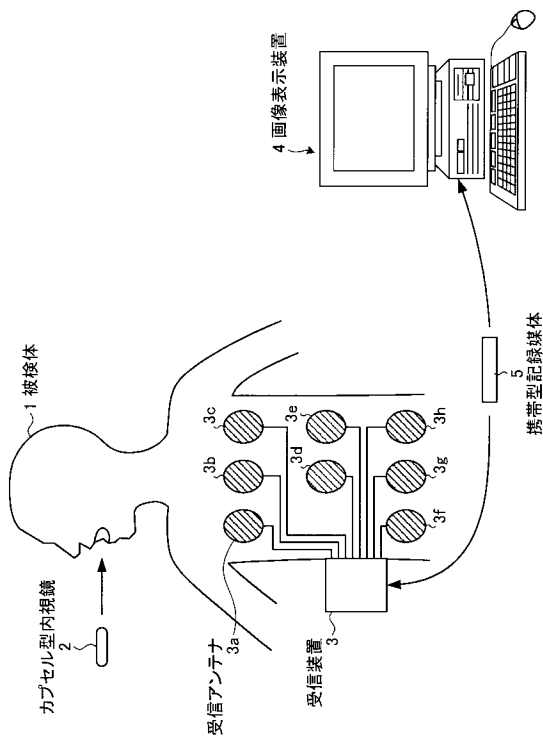
【 0 0 8 5 】

50

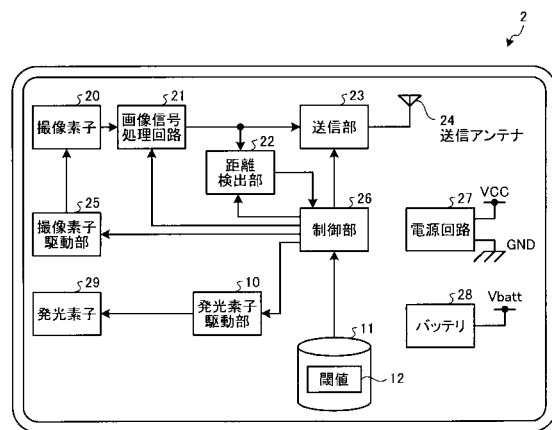
1	被写体	
2	, 1 0 2 , 2 0 2 , 3 0 2	カプセル型内視鏡
3	受信装置	
3 a ~ 3 h	受信アンテナ	
4	画像表示装置	
5	携帯型記録媒体	
1 0	発光素子駆動部	
1 0 a	ケース本体	
1 0 b , 2 1 0 b	光学ドーム	
1 1 , 4 5	記憶部	10
1 2	閾値	
2 0 , 2 2 0 a , 2 2 0 b	撮像素子	
2 0 a , 2 2 1 a , 2 2 1 b	レンズ	
2 0 b	鏡筒	
2 0 c	撮像基板	
2 1	画像信号処理回路	
2 2	距離検出部	
2 3 , 9 5	送信部	
2 4	送信アンテナ	
2 5	撮像素子駆動部	20
2 6 , 3 3 , 4 1	制御部	
2 7 , 3 6	電源回路	
2 8 , 3 5	バッテリー	
2 9 , 2 2 9 a , 2 2 9 b	発光素子	
2 9 a	光源基板	
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	30
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	
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	40
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	
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	50

- 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
- 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

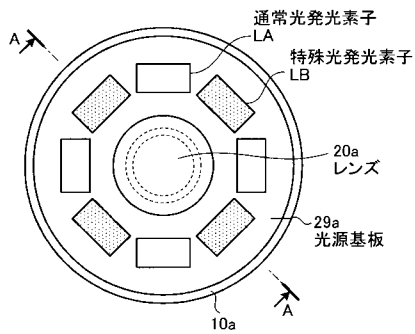
【 図 1 】



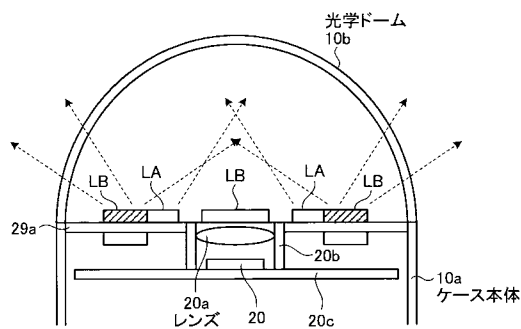
【 図 2 】



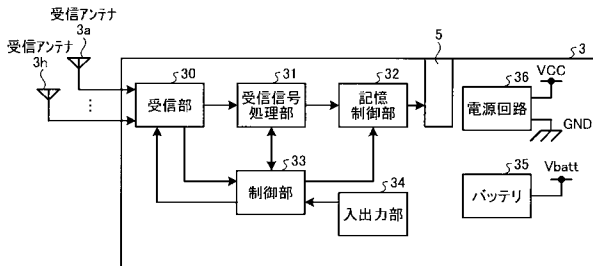
【図 3】



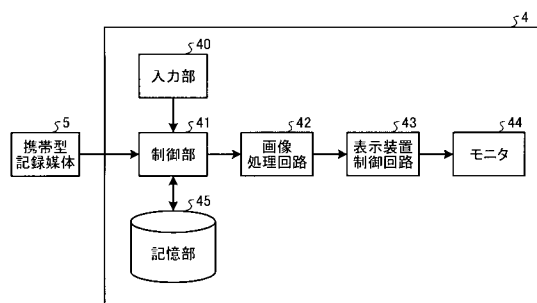
【図 4】



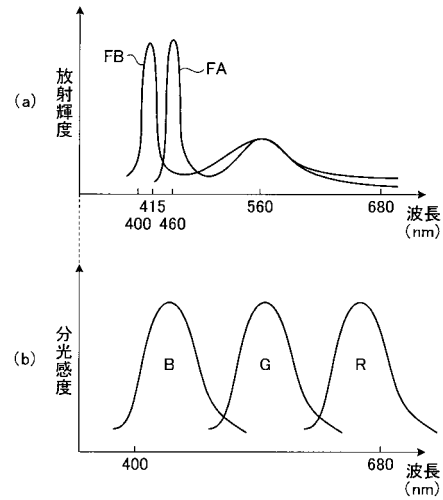
【図 6】



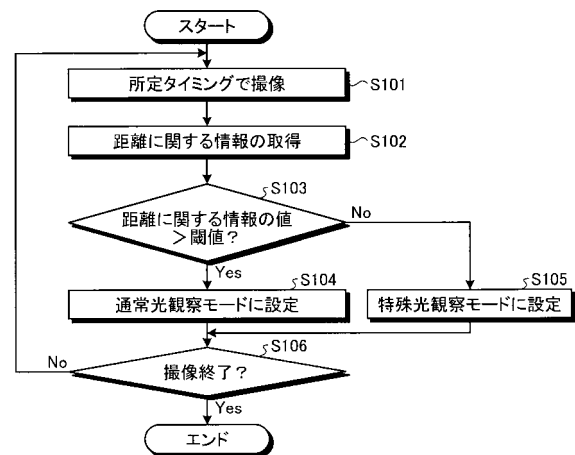
【図 7】



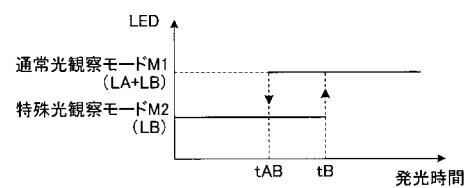
【図 5】



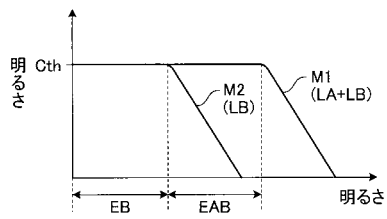
【図 8】



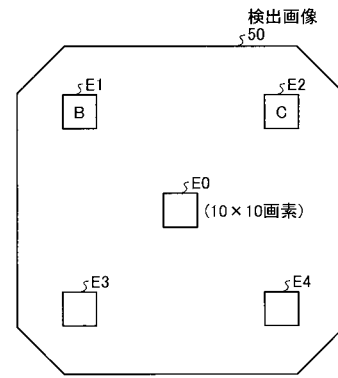
【図 9】



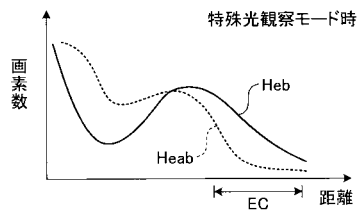
【図 10】



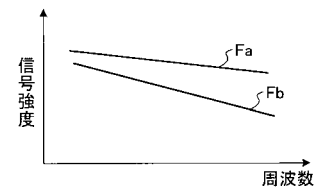
【図 12】



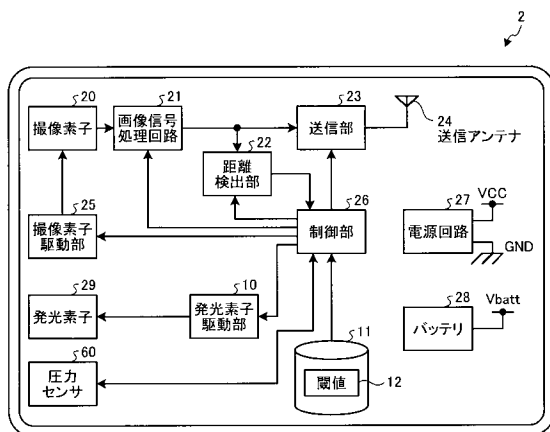
【図 11】



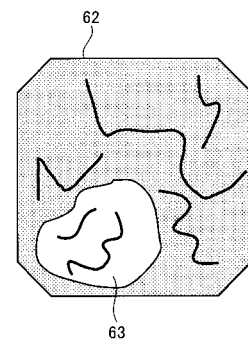
【図 13】



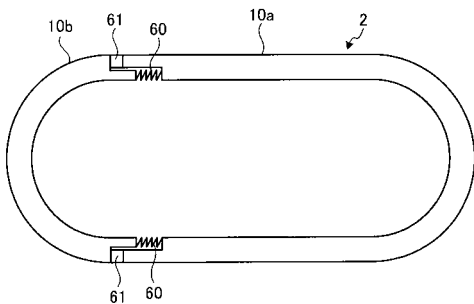
【図 14】



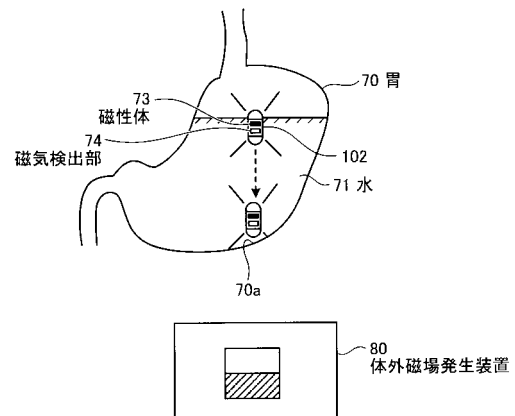
【図 16】



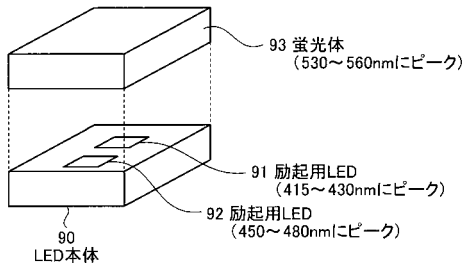
【図 15】



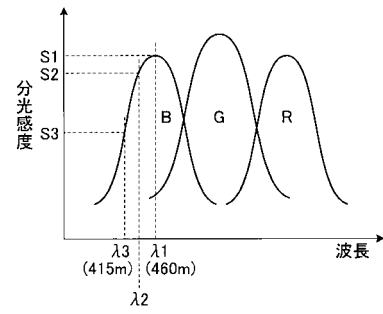
【図 17】



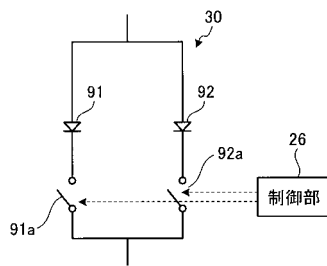
【図 18】



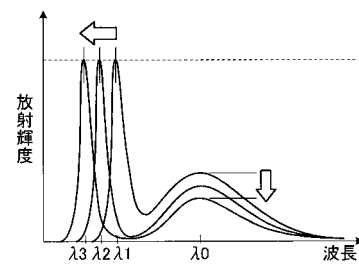
【図 20】



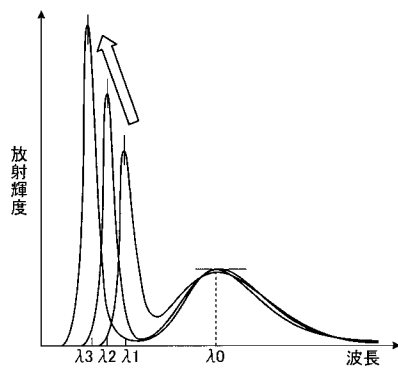
【図 19】



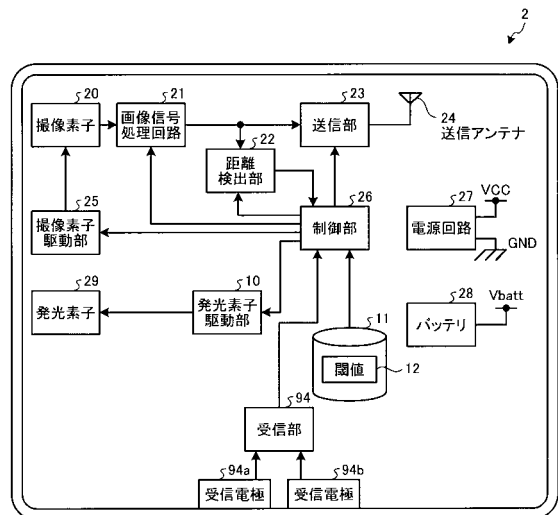
【図 21】



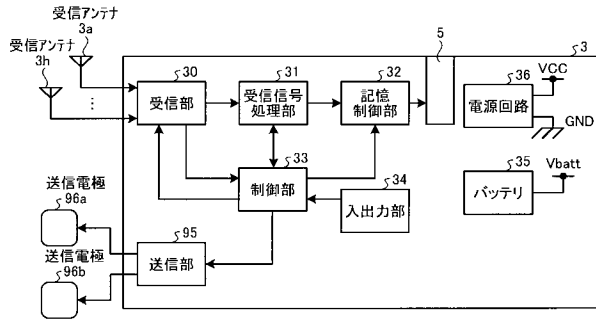
【図 22】



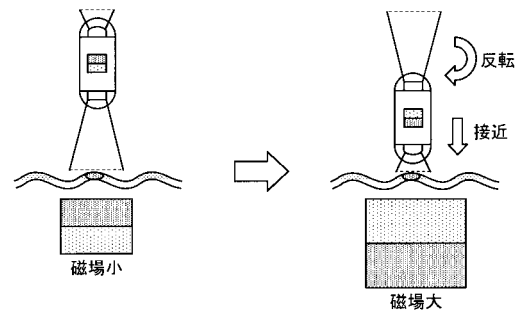
【図 23】



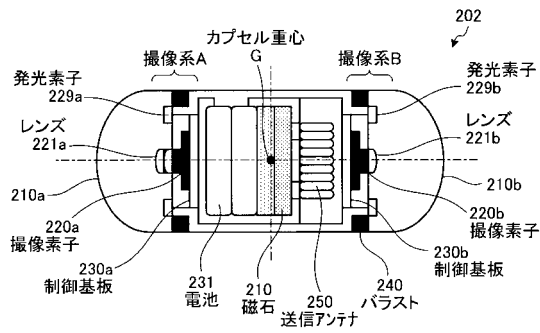
【図 2 4】



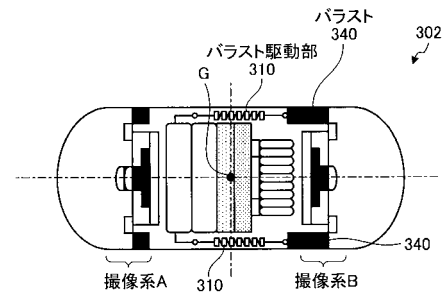
【図 2 6】



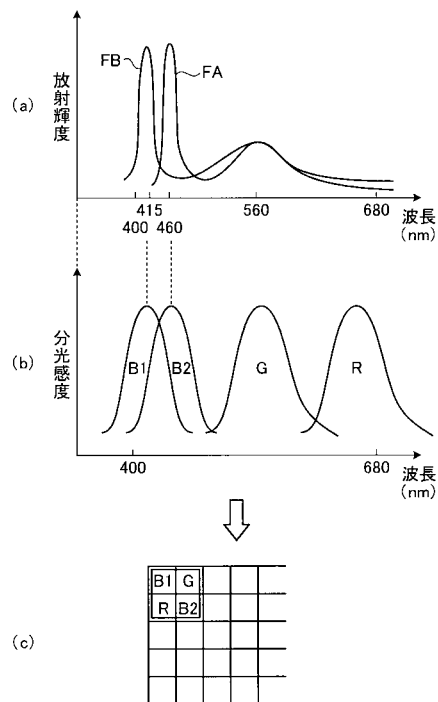
【図 2 5】



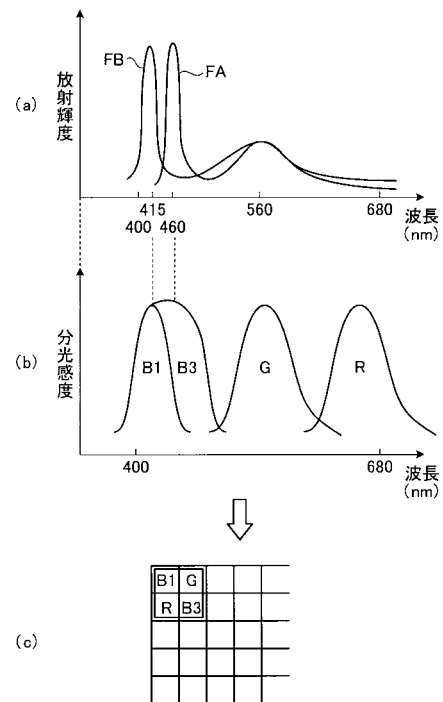
【図 2 7】



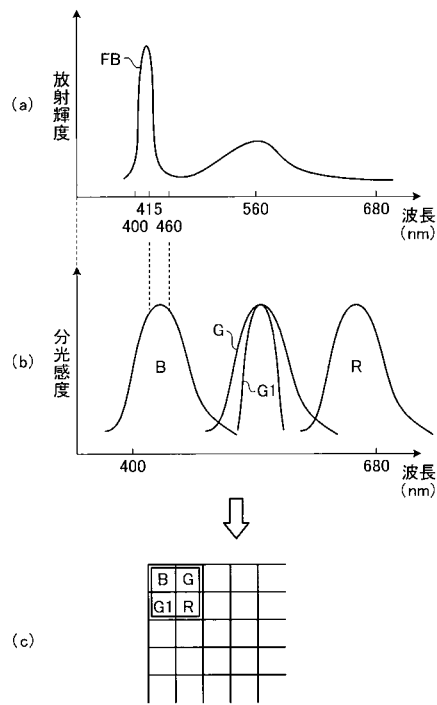
【図 2 8】



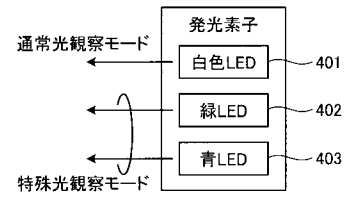
【図 2 9】



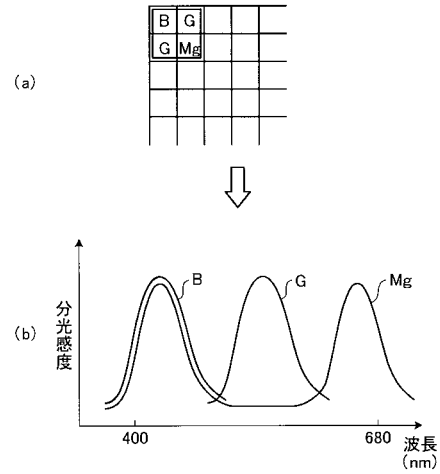
【図 3 0】



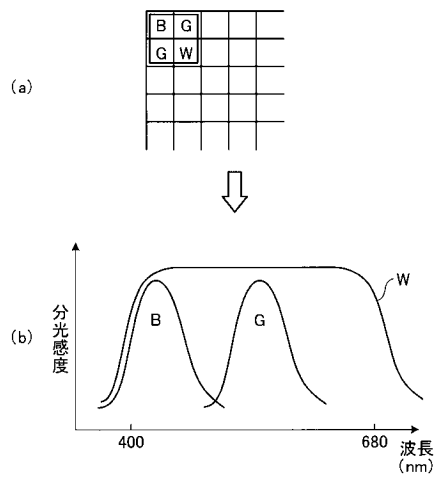
【図 3 1】



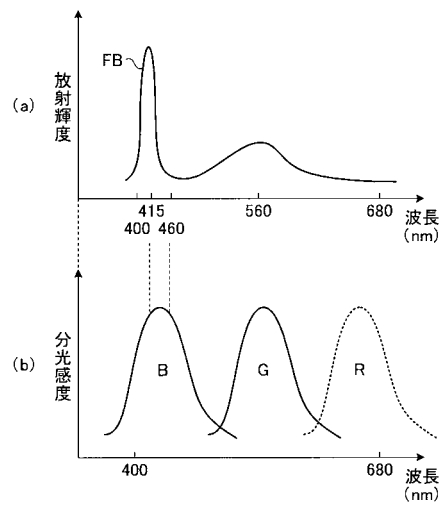
【図 3 2】



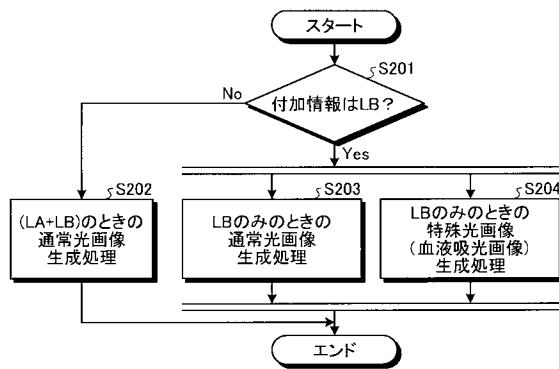
【図 3 3】



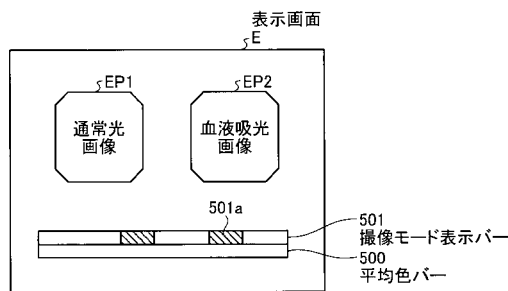
【図 3 4】



【図 3 5】



【図 3 6】



【手続補正書】

【提出日】平成22年11月29日(2010.11.29)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、

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、該比較の結果、前記生体組織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、前記生体組織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 2】

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

る請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 3】

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、該選択した撮像条件に対応する撮像部に対して該選択した撮像条件を出力して動作させる請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 4】

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をさらに備え、

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請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 5】

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さらに備え、

前記検出部は、前記磁性体が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前記撮像に関する動作部に出力することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成23年3月25日(2011.3.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、

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、

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】

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請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像部は、前記撮像条件毎の撮像機能を有する複数の撮像系を有し、

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、前記動作部に対して該選択した撮像条件を出力して対応する撮像系を動作させることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 4】

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をさらに備え、

前記撮像部は、焦点距離の異なる複数の撮像系を有し、

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ことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 5】

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さらに備え、

前記検出部は、前記磁性体が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、前記動作部に出力することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 6】

前記出力部は、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あると判定した場合には前記通常光観察モードを選択することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【請求項 7】

前記出力部は、前記中央部分の領域の明るさが第 1 の所定値未満であると共に、前記周辺部分の領域の明るさが第 2 の所定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 6 に記載のカプセル型内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成 23 年 7 月 19 日 (2011.7.19)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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】

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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/059856

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2008-237639 A (Fujifilm Corp.), 09 October 2008 (09.10.2008), & US 2008/242931 A1	1, 4, 5, 7 2, 6
X Y	JP 2008-237640 A (Fujifilm Corp.), 09 October 2008 (09.10.2008), & US 2008/242926 A1	1, 3, 4, 7 2, 6
Y	WO 2009/22667 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 19 February 2009 (19.02.2009), paragraphs [0187] to [0189] & EP 2189102 A1	2
Y	JP 2005-40400 A (Olympus Corp.), 17 February 2005 (17.02.2005), (Family: none)	2

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
05 July, 2010 (05.07.10)Date of mailing of the international search report
13 July, 2010 (13.07.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/059856

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2007/77922 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 12 July 2007 (12.07.2007), & EP 1969989 A1 & US 2007/221233 A1	6
A	WO 2008/82005 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.), 10 July 2008 (10.07.2008), & US 2008/161639 A1 & EP 2101630 A1	1-7
A	JP 2006-122502 A (Olympus Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), paragraphs [0084] to [0086] & US 2007/191677 A1 & EP 1806091 A1	1-7
A	JP 2006-524097 A (Given Imaging Ltd.), 26 October 2006 (26.10.2006), fig. 16 & US 2006/184039 A1 & EP 1610669 A1	1-7
A	JP 2009-95566 A (Olympus Medical Systems Corp.), 07 May 2009 (07.05.2009), & WO 2009/50972 A1	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/059856	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 2008-237639 A (富士フイルム株式会社) 2008.10.09, & US 2008/242931 A1	1, 4, 5, 7 2, 6	
X Y	JP 2008-237640 A (富士フイルム株式会社) 2008.10.09, & US 2008/242926 A1	1, 3, 4, 7 2, 6	
Y	WO 2009/22667 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.02.19, 段落【0187】 - 【0189】 & EP 2189102 A1	2	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 05.07.2010		国際調査報告の発送日 13.07.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 5 9 8 5 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2005-40400 A (オリンパス株式会社) 2005.02.17, (ファミリーなし)	2
Y	WO 2007/77922 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.07.12, & EP 1969989 A1 & US 2007/221233 A1	6
A	WO 2008/82005 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 2008.07.10, & US 2008/161639 A1 & EP 2101630 A1	1-7
A	JP 2006-122502 A (オリンパス株式会社) 2006.05.18, 段落【0084】-【0086】 & US 2007/191677 A1 & EP 1806091 A1	1-7
A	JP 2006-524097 A (ギブン・イメージング・リミテッド) 2006.10.26, 【図16】 & US 2006/184039 A1 & EP 1610669 A1	1-7
A	JP 2009-95566 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.05.07, & WO 2009/50972 A1	1-7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 田中 慎介

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 菅 武志

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 折原 達也

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 田村 和昭

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C038 CC03 CC07 CC08 CC09

4C061 CC06 DD10 HH52 JJ19 NN01 NN03 QQ02 QQ04 RR04 RR14

RR24 UU06

4C161 CC06 DD10 HH52 JJ19 NN01 NN03 QQ02 QQ04 RR04 RR14

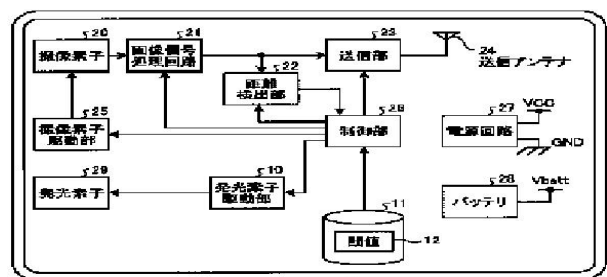
RR24 UU06

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	胶囊型内窥镜装置		
公开(公告)号	JPWO2010143692A1	公开(公告)日	2012-11-29
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		
[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 A61B5/07		
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 A61B5/07		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC08 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH52 4C061/JJ19 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR24 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD10 4C161/HH52 4C161/JJ19 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR24 4C161/UU06		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2009139570 2009-06-10 JP		
其他公开文献	JP4857393B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种胶囊内窥镜装置，其能够获得与不同物体形状或状态相对应的期望图像。它包括发光装置29，该发光装置照亮活组织。成像装置20，其捕获活组织的图像；发送单元23，其发送包含由成像装置20捕获的图像的成像信息；存储部11存储关于胶囊型内窥镜装置与生物体组织之间的距离的信息的阈值12。距离检测部22检测胶囊型内窥镜装置与生物体组织之间的距离的信息。控制器26将距离检测单元22检测到的距离信息与阈值12进行比较，并基于比较结果选择摄像条件，并将所选择的摄像条件输出至发光装置驱动器10 和/或成像设备驱动器25。



- 29 LIGHT EMITTING ELEMENT
- 25 IMAGE CAPTURING ELEMENT DRIVE UNIT
- 20 IMAGE CAPTURING ELEMENT
- 21 IMAGE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
- 22 DISTANCE DETECTION UNIT
- 23 TRANSMISSION UNIT
- 24 TRANSMISSION ANTENNA
- 27 ELECTRIC POWER SOURCE CIRCUIT
- 28 BATTERY
- 12 THRESHOLD VALUE
- 10 LIGHT EMITTING ELEMENT DRIVE UNIT
- 26 CONTROL UNIT