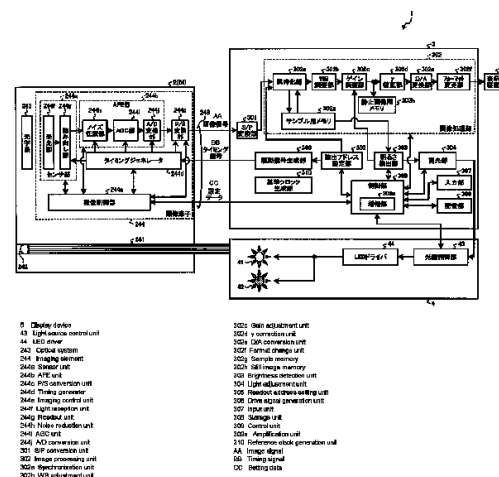




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に導入された蛍光物質を励起するための励起光を該被検体に向けて出射する励起光出射部と、

前記励起光と異なる可視帯域を含む通常光を前記被検体に向けて出射する通常光出射部と、

前記励起光または前記通常光で照明された前記被検体の光学像を撮像面上で結像して画像信号を生成する撮像部と、

前記通常光の照明下で前記撮像部が生成した前記画像信号に基づいて、明るさを示す輝度信号を生成する輝度信号生成部と、

前記輝度信号生成部が生成した前記輝度信号に応じた前記画像信号の増幅率に基づいて、前記励起光の照明下で前記撮像部が生成する前記画像信号の増幅率を設定する増幅部と、

を備えたことを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

前記撮像面を分割して複数の分割領域を設定する分割領域設定部をさらに備え、

前記輝度信号生成部は、前記分割領域設定部が設定した前記複数の分割領域それぞれの前記輝度信号を生成し、

前記増幅部は、前記輝度信号の各々に応じた増幅率に基づいて、前記励起光の照明下における前記分割領域に対応する前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 3】

前記分割領域設定部は、前記分割領域を分割して複数の小分割領域を設定し、

前記増幅部は、前記輝度信号の各々に応じた増幅率に基づいて、前記励起光の照明下における前記小分割領域に対応する前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

前記励起光の照明下で生成された前記画像信号に対応する蛍光画像内において蛍光を発する蛍光領域の有無を判定する蛍光判定部をさらに備え、

前記分割領域設定部は、前記蛍光判定部が前記蛍光画像内において前記蛍光領域があると判定した場合、前記蛍光領域が含まれる前記分割領域を分割して複数の小分割領域を設定し、

前記増幅部は、前記輝度信号の各々に応じた増幅率に基づいて、前記励起光の照明下における前記小分割領域に対応する前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 5】

前記励起光の照明下で生成された前記画像信号に対応する蛍光画像内において蛍光を発する蛍光領域の有無を判定する蛍光判定部をさらに備え、

前記分割領域設定部は、前記蛍光判定部が前記蛍光画像内において前記蛍光領域があると判定した場合、前記蛍光領域が含まれる前記分割領域を時間の経過とともに小さく設定することを特徴とする請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 6】

前記増幅部は、ゲインに基づいて、前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 7】

前記増幅部は、露光時間に基づいて、前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、被写体に励起光または可視光を照射して、この被写体で反射した光を複数の画素で受光して光電変換を行って画像情報を出力する撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、被検体の臓器内部を観察する際に内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、一般に、患者等の被検体の体腔内に細長形状をなす可撓性の挿入部を挿入し、この挿入した挿入部を介して体腔内の生体組織に白色光を照射し、その反射光を挿入部の先端に設けられた撮像部によって受光して、体内画像を撮像する撮像装置の一種である。内視鏡システムで撮影された生体画像の画像信号は、挿入部内の伝送ケーブルを介して体外の画像処理装置に伝送され、画像処理装置において画像処理が行われることにより、内視鏡システムのモニタに表示される。医師等のユーザは、モニタに表示された体内画像を通して、被検体の体腔内を観察する。

10

【0003】

このような内視鏡システムとして、蛍光マーカ等を含む蛍光薬剤が導入された生体組織に特定波長の励起光を照射して蛍光を撮像する蛍光観察、または可視帯域の通常光を生体組織に照射して反射光を撮像する通常観察を行うことが可能な技術が知られている（特許文献1参照）。この技術では、通常光で撮像された画像の輝度レベルを目標値として、蛍光画像の輝度レベルを自動で調整することにより、ユーザに負担をかけることなく、蛍光画像を適切な明るさで表示することができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2006-61435号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した従来技術では、蛍光を観察できない場合、励起光の強度や画像信号の増幅が足りないのか、または蛍光薬剤の集積不足による蛍光を観察することができないのかを蛍光画像から判断することができなかった。

30

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、発光した蛍光を見落とすことなく、蛍光画像の観察を適切に行うことができる撮像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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる撮像装置は、被検体に導入された蛍光物質を励起するための励起光を該被検体に向けて出射する励起光出射部と、前記励起光と異なる可視帯域を含む通常光を前記被検体に向けて出射する通常光出射部と、前記励起光または前記通常光で照明された前記被検体の光学像を撮像面上で結像して画像信号を生成する撮像部と、前記通常光の照明下で前記撮像部が生成した前記画像信号に基づいて、明るさを示す輝度信号を生成する輝度信号生成部と、前記輝度信号生成部が生成した前記輝度信号に応じた前記画像信号の増幅率に基づいて、前記励起光の照明下で前記撮像部が生成する前記画像信号の増幅率を設定する増幅部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0008】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記撮像面を分割して複数の分割領域を設定する分割領域設定をさらに備え、前記輝度信号生成部は、前記分割領域設定部が設定した前記複数の分割領域それぞれの前記輝度信号を生成し、前記増幅部は、前記輝度信号の各々に応じた増幅率に基づいて、前記励起光の照明下における前記分割領域に対応する前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする。

【0009】

50

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記分割領域設定部は、前記分割領域を分割して複数の小分割領域を設定し、前記増幅部は、前記輝度信号の各々に応じた増幅率に基づいて、前記励起光の照明下における前記小分割領域に対応する前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする。

【0010】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記励起光の照明下で生成された前記画像信号に対応する蛍光画像内において蛍光を発する蛍光領域の有無を判定する蛍光判定部をさらに備え、前記分割領域設定部は、前記蛍光判定部が前記蛍光画像内において前記蛍光領域があると判定した場合、前記蛍光領域が含まれる前記分割領域を分割して複数の小分割領域を設定し、前記増幅部は、前記輝度信号の各々に応じた増幅率に基づいて、前記励起光の照明下における前記小分割領域に対応する前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする。

10

【0011】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記励起光の照明下で生成された前記画像信号に対応する蛍光画像内において蛍光を発する蛍光領域の有無を判定する蛍光判定部をさらに備え、前記分割領域設定部は、前記蛍光判定部が前記蛍光画像内において前記蛍光領域があると判定した場合、前記蛍光領域が含まれる前記分割領域を時間の経過とともに小さく設定することを特徴とする。

【0012】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記増幅部は、ゲインに基づいて、前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする。

20

【0013】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記増幅部は、露光時間に基づいて、前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明にかかる撮像装置によれば、増幅部が輝度信号生成部によって生成された通常光の照明下で撮像素子が生成した画像信号の輝度信号に応じた増幅率に基づいて、各画素の蛍光の増幅率を設定する。これにより、発光した蛍光を見落とすことなく、蛍光画像の観察を適切に行うことができる効果を奏する。

30

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる撮像装置である内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、図1に示す内視鏡の先端部の内部構成の概略を説明する断面図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図5】図5は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

40

【図6】図6は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図7】図7は、図5に示す分割領域設定部が撮像面を分割する際の分割領域を模式的に示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図10】図10は、図8に示す分割領域設定部が撮像面を分割する際の分割領域を模式

50

的に示す図である。

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の実施の形態 4 にかかる内視鏡システムが実行する処理のタイムチャートである。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 4 にかかる分割領域設定部が撮像面を分割する際の分割領域を模式的に示す図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 5 にかかる内視鏡システムの先端部の先端面を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、図 1 3 に示す A－A 線で切断した切断面の一部を示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、図 1 3 に示す B－B 線で切断した切断面の一部を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 5 にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、患者等の被検体の体腔内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡システムについて説明する。また、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている。

20

【0017】

（実施の形態 1）

図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる撮像装置である内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被検体の体内画像を撮像する内視鏡 2 と、内視鏡 2 が撮像した体内画像に所定の処理を施すとともに、内視鏡システム 1 全体の動作を統括的に制御する制御装置 3 と、内視鏡 2 の先端から出射する照明光または励起光を発生する光源部である光源装置 4 と、制御装置 3 が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置 5 と、を備える。

【0018】

内視鏡 2 は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 2 2 と、操作部 2 2 から挿入部 2 1 が延びる方向と異なる方向に延び、制御装置 3 および光源装置 4 と接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード 2 3 と、を備える。

30

【0019】

挿入部 2 1 は、後述する撮像素子を内蔵した先端部 2 4 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 5 と、湾曲部 2 5 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 2 6 と、を有する。

【0020】

図 2 は、先端部 2 4 の内部構成の概略を説明する断面図である。図 2 に示すように、先端部 2 4 は、ガラスファイバ等を用いて構成されて光源装置 4 が発生した光の導光路をなすライトガイド 2 4 1 と、ライトガイド 2 4 1 の先端に設けられた照明レンズ 2 4 2 と、集光用の光学系 2 4 3 と、光学系 2 4 3 の結像位置に設けられ、光学系 2 4 3 が集光した光を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す撮像素子 2 4 4 と、内視鏡 2 用の処置具を通る処置具チャンネル 2 4 5 と、を有する。

40

【0021】

光学系 2 4 3 は、少なくともレンズ 2 4 3 a およびレンズ 2 4 3 b からなる。なお、光学系 2 4 3 を構成するレンズの種類や数は、図 2 に示されるものに限られるわけではない。

【0022】

図 3 は、内視鏡システム 1 の要部の機能構成を示すブロック図である。図 3 を参照して

50

、撮像素子 244 の構成を説明する。図 3 に示すように、撮像素子 244 は、光学系 243 からの光を光電変換して電気信号を出力するセンサ部 244 a と、センサ部 244 a が出力した電気信号に対してノイズ除去や A/D 変換を行うアナログフロントエンド 244 b (以下、「AFE 部 244 b」という) と、AFE 部 244 b が出力したデジタル信号をパラレル/シリアル変換する P/S 変換部 244 c と、センサ部 244 a の駆動タイミング、AFE 部 244 b および P/S 変換部 244 c における各種信号処理のパルスを発生するタイミングジェネレータ 244 d と、撮像素子 244 の動作を制御する撮像制御部 244 e と、を有する。撮像素子 244 は、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサである。

【0023】

10

センサ部 244 a は、基板 244 S を介して IC 回路群 244 G と接続される。IC 回路群 244 G は、AFE 部 244 b、P/S 変換部 244 c、タイミングジェネレータ 244 d、および撮像制御部 244 e の機能を有する複数の IC 回路を有する。

【0024】

センサ部 244 a は、光量に応じた電荷を蓄積するフォトダイオードおよびフォトダイオードが蓄積した電荷を増幅する増幅器をそれぞれ有する複数の画素が 2 次元マトリクス状に配設された受光部 244 f と、受光部 244 f の複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画像情報として読み出す読み出し部 244 g と、を有する。受光部 244 f には、画素ごとに RGB 個別のカラーフィルタが設けられており、カラー画像の取得を可能にしている。

20

【0025】

AFE 部 244 b は、電気信号 (アナログ) に含まれるノイズ成分を低減するノイズ低減部 244 h と、電気信号の増幅率 (ゲイン) を調整して一定の出力レベルを維持する AGC (Auto Gain Control) 部 244 i と、AGC 部 244 i を介して出力された電気信号を A/D 変換する A/D 変換部 244 j と、を有する。ノイズ低減部 244 h は、たとえば相関二重サンプリング (Correlated Double Sampling) 法を用いてノイズの低減を行う。

【0026】

撮像制御部 244 e は、制御装置 3 から受信した設定データにしたがって、先端部 24 の各種動作を制御する。撮像制御部 244 e は、CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。また、撮像制御部 244 e は、制御装置 3 から受信した設定データにしたがって、読み出し部 244 g が受光部 244 f から読み出す領域を設定する。

30

【0027】

基板 244 S に設けられる電極 244 E には、制御装置 3 との間で電気信号の送受信を行う複数の信号線が束ねられた集合ケーブル 246 が接続している。複数の信号線には、撮像素子 244 が出力した画像信号を制御装置 3 へ伝送する信号線および制御装置 3 が出力する制御信号を撮像素子 244 へ伝送する信号線等が含まれる。

【0028】

操作部 22 は、湾曲部 25 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 221 と、体腔内に生体鉗子、レーザメスおよび検査プローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部 222 と、制御装置 3、光源装置 4 に加えて、送気手段、送水手段、送ガス手段等の周辺機器の操作指示信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ 223 と、を有する。処置具挿入部 222 から挿入される処置具は、先端部 24 の処置具チャンネル 245 を経由して開口部 245 a から表出する。

40

【0029】

ユニバーサルコード 23 は、ライトガイド 241 と、集合ケーブル 246 と、を少なくとも内蔵している。ユニバーサルコード 23 のライトガイド 241 は、光源装置 4 に接続される。ユニバーサルコード 23 の集合ケーブル 246 は、制御装置 3 に接続される。

【0030】

つぎに、制御装置 3 の構成について説明する。制御装置 3 は、S/P 変換部 301 と、

50

画像処理部 302 と、明るさ検出部 303 と、調光部 304 と、読出アドレス設定部 305 と、駆動信号生成部 306 と、入力部 307 と、記憶部 308 と、制御部 309 と、基準クロック生成部 310 と、を備える。

【0031】

S/P 変換部 301 は、先端部 24 から受信した画像信号（デジタル信号）をシリアル／パラレル変換する。

【0032】

画像処理部 302 は、S/P 変換部 301 から出力されたパラレル形態の画像信号をもとに、表示装置 5 が表示する体内画像を生成する。画像処理部 302 は、同時化部 302a と、ホワイトバランス（WB）調整部 302b と、ゲイン調整部 302c と、 γ 補正部 302d と、D/A 変換部 302e と、フォーマット変更部 302f と、サンプル用メモリ 302g と、静止画像用メモリ 302h と、を有する。

【0033】

同時化部 302a は、画素情報として入力された画像信号を、画素ごとに設けられた 3 つのメモリ（図示せず）に入力し、読み出し部 244g が読み出した受光部 244f の画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を順次更新しながら保持するとともに、これら 3 つのメモリの画像信号を RGB 画像信号として同時化する。同時化部 302a は、同時化した RGB 画像信号をホワイトバランス調整部 302b へ順次出力するとともに、一部の RGB 画像信号を、明るさ検出などの画像解析用としてサンプル用メモリ 302g へ出力する。

【0034】

ホワイトバランス調整部 302b は、RGB 画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。具体的には、ホワイトバランス調整部 302b は、RGB 画像信号に含まれる色温度に基づいて、RGB 画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。

【0035】

ゲイン調整部 302c は、RGB 画像信号のゲイン調整を行う。ゲイン調整部 302c は、ゲイン調整を行った RGB 信号を γ 補正部 302d へ出力するとともに、一部の RGB 信号を、静止画像表示用、拡大画像表示用または強調画像表示用として静止画像用メモリ 302h へ出力する。

【0036】

γ 補正部 302d は、表示装置 5 に対応させて RGB 画像信号の階調補正（ γ 補正）を行う。

【0037】

D/A 変換部 302e は、 γ 補正部 302d が出力した階調補正後の RGB 画像信号をアナログ信号に変換する。

【0038】

フォーマット変更部 302f は、アナログ信号に変換された画像信号をハイビジョン方式等の動画用のファイルフォーマットに変更して表示装置 5 に出力する。

【0039】

明るさ検出部 303 は、サンプル用メモリ 302g が保持する RGB 画像信号から、各画素に対応する明るさレベルを検出し、検出した明るさレベルを内部に設けられたメモリに記録するとともに制御部 309 へ出力する。また、明るさ検出部 303 は、検出した明るさレベルをもとにゲイン調整値および光照射量を算出し、ゲイン調整値をゲイン調整部 302c へ出力する一方、光照射量を調光部 304 へ出力する。さらに、明るさ検出部 303 は、内視鏡 2 の撮像素子 244 が生成した画像信号に基づいて、明るさを示す輝度信号を生成し、この輝度信号を制御部 309 へ出力する。なお、本実施の形態 1 では、明るさ検出部 303 が輝度信号生成部として機能する。

【0040】

調光部 304 は、制御部 309 の制御のもと、明るさ検出部 303 が算出した光照射量をもとに光源装置 4 が発生する光の種別、光量、発光タイミング等を設定し、この設定し

10

20

30

40

50

た条件を含む光源同期信号を光源装置 4 へ送信する。

【0041】

読出アドレス設定部 305 は、センサ部 244a の受光面における読み出し対象の画素および読み出し順序を設定する機能を有する。すなわち、読出アドレス設定部 305 は、AFE 部 244b が読出すセンサ部 244a の画素のアドレスを設定する機能を有する。また、読出アドレス設定部 305 は、設定した読み出し対象の画素のアドレス情報を同時化部 302a へ出力する。

【0042】

駆動信号生成部 306 は、撮像素子 244 を駆動するための駆動用のタイミング信号を生成し、集合ケーブル 246 に含まれる所定の信号線を介してタイミングジェネレータ 244d へ送信する。このタイミング信号は、読み出し対象の画素のアドレス情報を含む。

【0043】

入力部 307 は、内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号等の各種信号の入力を受け付ける。

【0044】

記憶部 308 は、フラッシュメモリや DRAM (Dynamic Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて実現される。記憶部 308 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラム、および内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する。

【0045】

制御部 309 は、CPU 等を用いて構成され、先端部 24 および光源装置 4 を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御などを行う。制御部 309 は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル 246 に含まれる所定の信号線を介して撮像制御部 244e へ送信する。ここで、設定データは、撮像素子 244 の撮像速度（フレームレート）、およびセンサ部 244a の任意の画素からの画素情報の読み出し速度を指示する指示情報、ならびに AFE 部 244b が読み出した画素情報の伝送制御情報などを含む。また、制御部 309 は、増幅部 309a を有する。

【0046】

増幅部 309a は、明るさ検出部 303 から入力される輝度信号に応じた増幅率に基づいて、励起光の照明下で撮像素子 244 が生成する画像信号の増幅率を設定する。具体的には、増幅部 309a は、明るさ検出部 303 によって通常光（可視光）の照明下で撮像素子 244 が生成した画像信号に基づいて生成された輝度信号に応じた AGC 部 244i の増幅率に基づいて、励起光の照明下で撮像素子 244 が生成する画像信号の増幅率（ゲイン）を AGC 部 244i に設定する。

【0047】

基準クロック生成部 310 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号を生成し、内視鏡システム 1 の各構成部に対して生成した基準クロック信号を供給する。

【0048】

つぎに、光源装置 4 の構成について説明する。光源装置 4 は、白色光光源 41 と、特殊光光源 42 と、光源制御部 43 と、LED (Light Emitting Diode) ドライバ 44 と、を備える。

【0049】

白色光光源 41 は、白色 LED からなり、光源制御部 43 の制御のもと、白色照明光を発生する。

【0050】

特殊光光源 42 は、被検体に導入された蛍光物質を励起するための励起光を発生する。具体的には、特殊光光源 42 は、赤外光を発生する。また、特殊光光源 42 は、白色照射光とは波長帯域が異なる光であって狭帯域バンドパスフィルタによって狭帯域化した R、G、B いずれかの成分の光を特殊光として発生してもよい。特殊光光源 42 が発生する特

10

20

30

40

50

殊光としては、たとえば血液中のヘモグロビンに吸収されやすくなるように狭帯域化された青色光および緑色光の２種の帯域のNB I (Narrow Band Imaging) 照明光等を発生させてもよい。

【００５１】

光源制御部４３は、調光部３０４から送信された光源同期信号にしたがって白色光光源４１または特殊光光源４２に供給する電流量を制御する。

【００５２】

LEDドライバ４４は、白色光光源４１あるいは特殊光光源４２に対して光源制御部４３の制御のもとで電流を供給することにより、白色光光源４１または特殊光光源４２に励起光を発生させる。白色光光源４１または特殊光光源４２が発生した光は、ライトガイド２４１を経由して先端部２４の先端から外部へ照射される。

10

【００５３】

表示装置５は、映像ケーブルを介して制御装置３が生成した体内画像を制御装置３から受信して表示する機能を有する。表示装置５は、液晶、有機EL (Electro Luminescence) 等の表示ディスプレイを有する。

【００５４】

以上のように構成された内視鏡システム１において被検体の蛍光観察を行う際の処理について説明する。図４は、内視鏡システム１が実行する処理の概要を示すフローチャートである。なお、以下においては、被検体は、施術者によって生体内に蛍光マーカを含む蛍光薬剤が処置具によって既に施されているものとする。

20

【００５５】

図４に示すように、光源制御部４３は、制御部３０９の制御のもと、LEDドライバ４４を駆動して白色光光源４１に可視光を照射させる（ステップＳ１０１）。

【００５６】

続いて、撮像制御部２４４eは、制御部３０９の制御のもと、所定のタイミングで読み出し部２４４gを駆動して受光部２４４fが受光した可視反射光の画像信号を制御装置３に出力する（ステップＳ１０２）。

【００５７】

その後、明るさ検出部３０３は、サンプル用メモリ３０２gから可視光の画像信号を取得して受光部２４４fの各画像の照度を算出し（ステップＳ１０３）、各画素における輝度信号を生成する（ステップＳ１０４）。

30

【００５８】

続いて、増幅部３０９aは、明るさ検出部３０３が生成した輝度信号に基づいて、受光部２４４fの各画素から出力される可視光（通常光）の画像信号の増幅率を、撮像制御部２４４eを介してAFE部２４４bのAGC部２４４iに設定する（ステップＳ１０５）。

【００５９】

その後、制御部３０９は、画像処理部３０２に白色光の画像信号を生成して表示装置５に出力する（ステップＳ１０６）。具体的には、制御部３０９は、内視鏡システム１に白色光による通常観察モードが設定されている場合、画像処理部３０２に白色光画像信号を表示装置５に出力させる。これにより、施術者は、表示装置５で表示される画像を確認することにより、被検体の通常観察を行うことができる。さらに、制御部３０９は、画像処理部３０２に白色光画像信号を記憶部３０８に記憶させてもよい。

40

【００６０】

続いて、増幅部３０９aは、可視光の増幅率に応じて、受光部２４４fの各画像から出力される蛍光の画像信号の増幅率を、撮像制御部２４４eを介してAFE部２４４bのAGC部２４４iに設定する（ステップＳ１０７）。

【００６１】

その後、光源制御部４３は、制御部３０９の制御のもと、LEDドライバ４４を駆動して特殊光光源４２に励起光を照射させる（ステップＳ１０８）。

50

【0062】

続いて、撮像制御部244eは、制御部309の制御のもと、所定のタイミングで読み出し部244gを駆動して受光部244fが受光した蛍光の蛍光画像信号を制御装置3に出力する（ステップS109）。

【0063】

その後、制御部309は、画像処理部302に蛍光画像信号を生成して表示装置5に出力させる（ステップS110）。これにより、施術者は、表示装置5で表示される蛍光画像を確認することにより、被検体内の蛍光観察を行うことができる。

【0064】

続いて、制御部309は、入力部307から被検体の観察を終了する指示信号が入力されたか否かを判断する（ステップS111）。指示信号が入力されたとき制御部309が判断した場合（ステップS111：Yes）、内視鏡システム1は、本処理を終了する。これに対して、入力部307を介して指示信号が入力されていないとき制御部309が判断した場合（ステップS111：No）、内視鏡システム1は、ステップS101へ戻る。

【0065】

以上説明した本実施の形態1によれば、増幅部309aが明るさ検出部303によって生成された白色光の照明光で撮像素子244が生成した画像信号の輝度信号に応じた受光部244fの各画像の増幅率に基づいて、各画素の蛍光の増幅率を設定する。これにより、配光または臓器の吸光特性の影響による蛍光強度の変化を低減することができ、鮮明な被検体の蛍光画像を表示装置5に表示させることができる。

【0066】

また、本実施の形態1によれば、可視光を照射し、生体組織で反射した反射光が弱い領域（暗い領域あるいは出血領域）は、先端部24までの距離が遠い、または配光が悪いことで照明光が届いていない領域（場所）と考えられるので、同様に、励起光もその領域に対して十分届いていない領域（場所）と考えられる。このため、上述したように、増幅部309aが明るさ検出部303によって生成された白色光の照明光で撮像素子244が生成した画像信号の輝度信号に応じた受光部244fの各画像の増幅率に基づいて、各画素の蛍光の増幅率を設定する。この結果、蛍光の薬剤集積領域を見落とすことなく、蛍光画像の観察を適切に行うことができる。

【0067】

さらに、本実施の形態1によれば、同一の集積度の薬剤を観察した場合であっても、先端部24から生体組織までの距離から生じる励起光の強度と取得する蛍光の強度との差および薬剤集積領域の周辺組織の光学特性の差が生じた場合であって、増幅部309aが周辺臓器の反射光の増幅率と蛍光の増幅率との比を一定になるように各画素の撮影感度を最適化しているので、蛍光画像の観察を適切に行うことができる。なお、増幅部309aは、比でなく、反射光の増幅率に一定の係数を乗じてよい。

【0068】

また、本実施の形態1では、増幅部309aが白色光（可視光）の増幅率に応じて、蛍光の増幅率を設定していたが、たとえば蛍光が赤外（IR）の場合、画像信号に含まれる赤（R）の画像信号の輝度信号を用いて増幅率を設定し、この増幅率に応じて蛍光の増幅率を設定してもよい。これにより、制御部309の処理内容を低減することができ、内視鏡2が撮像するフレームレートを高速化することができる。

【0069】

（実施の形態2）

つぎに、本発明の実施の形態2について説明する。本実施の形態2にかかる内視鏡システムは、制御装置の制御部の構成が異なるとともに、内視鏡システムが実行する処理のみが異なる。具体的には、上述した実施の形態では、蛍光観察時に各画像の増幅率を設定していたが、本実施の形態2では、受光部の領域を複数の領域に分割し、この分割した分割領域ごとに蛍光観察時の増幅率を設定する。このため、以下においては、本実施の形態2にかかる内視鏡システムの制御部の構成を説明後、内視鏡システムが実行する処理につい

て説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0070】

図5は、本実施の形態2にかかる内視鏡システム100の要部の機能構成を示すブロック図である。図5に示すように、内視鏡システム100の制御装置3は、制御部101をさらに備える。

【0071】

制御部101は、CPU等を用いて構成され、先端部24および光源装置4を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御などを行う。制御部101は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル246に含まれる所定の信号線を介して撮像制御部244eへ送信する。制御部101は、増幅部309aと、分割領域設定部101aと、を有する。

10

【0072】

分割領域設定部101aは、センサ部244aの撮像面を所定の領域ごとに分割して複数の分割領域を設定する。具体的には、分割領域設定部101aは、読出アドレス設定部305を介してセンサ部244aの撮像面を分割して複数の分割領域を設定する。この複数の分割領域は、後述する増幅部309aが蛍光観察時に各分割領域で増幅率を設定する際に使用される。

【0073】

以上の構成を有する内視鏡システム100が実行する処理について説明する。図6は、本実施の形態2にかかる内視鏡システム100が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

20

【0074】

図6に示すように、分割領域設定部101aは、撮像制御部244eを介して読み出し部244gが受光部244fから画像信号を読み出す領域を分割して分割領域を設定する（ステップS201）。たとえば、図7（a）に示すように、分割領域設定部101aは、センサ部244aの受光面を4分割にして分割領域A1～A4を設定する。

【0075】

ステップS202およびステップS203は、上述した図4のステップS101およびステップS102にそれぞれ対応する。

【0076】

30

続いて、明るさ検出部303は、サンプル用メモリ302gから可視光の画像信号を取得して受光部244fの分割領域ごとの照度を算出し（ステップS204）、各分割領域の輝度信号を生成する（ステップS205）。具体的には、図7（a）に示すように、明るさ検出部303は、分割領域設定部101aが設定した各分割領域A1～A4の照度を算出し、各分割領域A1～A4の輝度信号を生成する。

【0077】

その後、増幅部309aは、明るさ検出部303が検出した各分割領域の輝度信号に基づいて、受光部244fの各分割領域から出力される画像信号の可視光の増幅率を、撮像制御部244eを介してAFE部244bのAGC部244iに設定する（ステップS206）。

40

【0078】

続いて、制御部309は、画像処理部302に白色光の画像信号を生成させて表示装置5に出力させる（ステップS207）。

【0079】

その後、分割領域設定部101aは、可視光の各分割領域を分割した小分割領域を設定する（ステップS208）。たとえば、図7（b）に示すように、分割領域設定部101aは、可視光の分割領域A1をさらに分割した励起光の小分割領域A11～A14を設定する。

【0080】

続いて、増幅部309aは、可視光の各分割領域の増幅率に応じて、各小分割領域の蛍

50

光の増幅率を設定する（ステップS209）。具体的には、増幅部309aは、分割領域A1の増幅率に応じて、小分割領域A11～A14の蛍光の増幅率を設定する。この場合、増幅部309aは、分割領域A1内の各画素の輝度信号の平均値に基づいて、小分割領域A11～A14の蛍光の増幅率を設定する。これにより、分割領域A1～A4で内視鏡2から被検体の体内の表面までの距離または臓器の光学特性による可視光の反射光の平均値で、小分割領域A11～A14，A21～A24，A31～A34，A41～A44で蛍光との輝度比を一定にするためのゲインを調整することができる。

【0081】

ステップS210～ステップS213は、図4のステップS108～ステップS111にそれぞれ対応する。

【0082】

以上説明した本実施の形態2によれば、増幅部309aが分割領域設定部101aによって設定された各分割領域に対して励起光の照明下で撮像素子244が生成する画像信号の増幅率を設定する。これにより、分割領域で内視鏡2から被検体の体内の表面までの距離または臓器の光学特性による可視光の反射光の平均値を設定し、分割領域で蛍光との輝度比を一定にするためのゲインを調整することができる。

【0083】

また、本実施の形態2によれば、分割領域設定部101aがセンサ部244aの撮像面の分割領域をさらに分割して小分割領域を設定し、増幅部309aが各小分割領域に対応する蛍光の画像信号の増幅率を設定しているので、よりきめ細かに蛍光のゲインを調整することができる。これにより、撮像範囲内で先端部24と生体組織との距離が異なっても、撮像素子244の撮像面でムラなく適切に増幅することができ、滑らかな蛍光画像を撮像することができる。

【0084】

さらに、本実施の形態2によれば、像の配光分布または吸収分布がある被写体に対しても、十分なダイナミックレンジまたはコントラストで可視光（白色光）の画像に、励起光を照射し発光した蛍光画像を重ねさせた画像を得ることができる。

【0085】

なお、本実施の形態2では、増幅部309aが可視光の増幅率に応じて各分割領域に対応する蛍光の画像信号の増幅率を設定したが、蛍光が所定以上ある分割領域に対して必要以上の増幅率を設定させなくてもよい。これにより、患部の蛍光の周辺を見やすくするとともに、増幅によって生じるノイズを低減することができる。

【0086】

また、本実施の形態2では、AGC部244iのゲインを調整することにより、蛍光観察時における画像信号の増幅率を設定しているが、たとえばセンサ部244aの各画素のリセットを行わず、多重読み出しにより感度や増幅率を調整してもよい。

【0087】

また、本実施の形態2では、分割領域設定部101aがセンサ部244aの撮像面を4分割にして設定していたが、分割する数は、適宜設定することができる。たとえば、分割領域設定部101aは、センサ部244aの撮像面の大きさ、被検体の臓器や部位に応じて所定の領域、たとえば9分割にして分割領域を設定してもよい。さらに、分割領域設定部101aは、同様に分割領域を分割する数を適宜設定することも可能である。

【0088】

（実施の形態3）

つぎに、本発明の実施の形態3について説明する。本実施の形態3にかかる内視鏡システムは、制御装置の制御部の構成が異なるとともに、内視鏡システムが実行する処理のみが異なる。具体的には、本実施の形態3では、蛍光が検出された領域の画素のみに露光させ、それ以外の領域の画素に対して可視光を低ゲインで露光させる。このため、以下においては、本実施の形態3にかかる内視鏡システムの制御部の構成を説明後、内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する

10

20

30

40

50

。

【0089】

図8は、本実施の形態3にかかる内視鏡システム110の要部の機能構成を示すブロック図である。図8に示すように、内視鏡システム110の制御装置3は、制御部111を有する。

【0090】

制御部111は、CPU等を用いて構成され、先端部24および光源装置4を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御などを行う。制御部111は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル246に含まれる所定の信号線を介して撮像制御部244eへ送信する。制御部111は、増幅部309aと、分割領域設定部101aと、蛍光判定部111aと、を有する。

10

【0091】

蛍光判定部111aは、撮像素子244が生成した画像信号に対応する画像内において蛍光を発する蛍光領域の有無を判定する。具体的には、蛍光判定部111aは、蛍光観察時に撮像素子244が生成した画像内に輝度が一定のレベルを含む領域の有無を判定する。なお、蛍光判定部111aは、画像内において蛍光を発する蛍光領域に対応する画素のアドレスを判定してもよい。

【0092】

以上の構成を有する内視鏡システム110が実行する処理について説明する。図9は、本実施の形態3にかかる内視鏡システム110が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

20

【0093】

図9に示すように、ステップS301～ステップS308は、図6のステップS201～ステップS207およびステップS209にそれぞれ対応する。また、ステップS309～ステップS311は、図4のステップS108～ステップS110にそれぞれ対応する。

【0094】

ステップS311の後、蛍光判定部111aは、蛍光画像信号に対応する蛍光画像内に蛍光が検出された分割領域があるか否かを判定する（ステップS312）。具体的には、蛍光判定部111aは、蛍光画像内で輝度が一定のレベルを有する分割領域が検出されたか否かを検出する。蛍光画像信号に対応する蛍光画像内に蛍光が検出された分割領域があると蛍光判定部111aが判定した場合（ステップS312：Yes）、内視鏡システム1は、後述するステップS313へ移行する。これに対して、蛍光画像信号に対応する蛍光画像内に蛍光が検出された分割領域がないと蛍光判定部111aが判定した場合（ステップS312：No）、内視鏡システム1は、後述するステップS317へ移行する。

30

【0095】

ステップS313において、分割領域設定部101aは、蛍光が検出された分割領域を所定の領域ごとに分割した小分割領域を設定する。具体的には、図10に示すように、分割領域設定部101aは、蛍光S1が検出された分割領域A3を所定の領域ごとに分割して小分割領域A31～A34を設定する（図10（a）→（図10（b））。続いて、分割領域設定部101aは、撮像制御部244eを介して受光部244fが露光する領域を設定する。具体的には、分割領域設定部101aは、撮像制御部244eを介して蛍光S1が検出された小分割領域に対応する領域を、受光部244fの画素が蛍光を受光して露光する領域として設定する。

40

【0096】

その後、光源制御部43は、制御部311の制御のもと、LEDドライバ44を駆動して特殊光光源42に励起光を照射させ（ステップS314）、増幅部309aは、分割領域設定部101aによって設定された小分割領域の画素のみに蛍光を受光させて露光を行う（ステップS315）。これにより、センサ部244aは、小分割領域の画素のみに露光すればよいので、長時間露光を行うことができ、蛍光の増幅率（感度）を上げることが

50

できる。この結果、内視鏡システム 1 は、受光部 2 4 4 f の必要な画素のみを長時間露光することで、受光部 2 4 4 f の全画素で長時間露光を行う場合に比して、設定されたフレームレートを落とすことなく、かつ、一連の撮像（露光）時間が延びることを防止することができ、連続的に蛍光画像信号を滑らかに出力することができる。

【0097】

続いて、画像処理部 3 0 2 は、先端部 2 4 の撮像素子 2 4 4 から出力された画像信号に対して所定の画像処理を施して蛍光画像信号を生成して表示装置 5 に出力する（ステップ S 3 1 6）。

【0098】

その後、制御部 3 1 1 は、内視鏡システム 1 に終了の指示信号が入力されたか否かを判断する（ステップ S 3 1 7）。終了の指示信号が入力されたとき制御部 3 1 1 が判断した場合（ステップ S 3 1 7：Yes）、内視鏡システム 1 は、本処理を終了する。

【0099】

これに対して、終了の指示信号が入力されていないとき制御部 3 1 1 が判断した場合（ステップ S 3 1 7：No）、内視鏡システム 1 は、ステップ S 3 0 2 へ戻る。この場合、分割領域設定部 1 0 1 a は、図 1 0 に示すように、終了の指示信号等が入力されるまで、蛍光 S 1 が検出された小分割領域を所定の分割にさらに分割して微小分割領域 A 3 2 1 ~ A 3 2 4 を設定し（図 1 0（b）→図 1 0（c））、増幅部 3 0 9 a が蛍光を撮像する際の増幅率（感度）や長時間露光の設定を行ってもよい。

【0100】

以上説明した本実施の形態 3 によれば、増幅部 3 0 9 a が分割領域設定部 1 0 1 a によって設定された小分割領域の画素のみに蛍光を受光させて露光を行う。これにより、センサ部 2 4 4 a は、小分割領域の画素のみを露光すればよいので、長時間露光を行うことができ、蛍光の増幅率（感度）を上げることができる。この結果、内視鏡システム 1 は、受光部 2 4 4 f の必要な画素のみを長時間露光することで、受光部 2 4 4 f の全画素で長時間露光を行う場合に比して、設定されたフレームレートを落とすことなく、かつ、一連の撮像（露光）時間が延びることを防止することができ、連続的に蛍光画像信号を滑らかに出力することができる。

【0101】

また、本実施の形態 3 では、励起光を先に照射させて蛍光が検出された領域を所定の領域ごとに分割して分割領域を設定してもよい。すなわち、注目する領域のみ小さな領域で高感度の撮像を行うようにしてもよい。これにより、十分なダイナミックレンジまたはコントラストで蛍光画像を撮像することができる。

【0102】

（実施の形態 4）

つぎに、本実施の形態 4 について説明する。本実施の形態 4 にかかる内視鏡システムは、上述した実施の形態と同様の構成を有し、内視鏡システムが実行する処理のみが異なる。具体的には、上述した実施の形態では、蛍光が観察された分割領域に含まれる各画素の増幅率を長時間露光させて蛍光を撮像する感度を上げていたが、本実施の形態 4 では、全体領域から蛍光が観察された領域に向けて増幅率を上げる領域を徐々に小さく領域を設定する。このため、以下においては、本実施の形態 4 にかかる内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、以下においては、蛍光が観察された領域を関心領域（以下、「ROI」という）として説明する。

【0103】

図 1 1 は、本実施の形態 4 にかかる内視鏡システム 1 が実行する処理のタイムチャートである。図 1 1 において、図 1 1（a）が受光部 2 4 4 f から出力される領域のタイミングを示し、図 1 1（b）が受光部 2 4 4 f の画素に対してリセットを指示するタイミングを示す。なお、図 1 1 において、横軸が時間を示す。

【0104】

図 1 1 に示すように、分割領域設定部 1 0 1 a は、蛍光判定部 1 1 1 a の判定結果に基

10

20

30

40

50

づいて、撮像制御部 244 e を介して受光部 244 f の領域を全領域、ROI 1、ROI 2、ROI 3 および ROI 4 の順に読み出させて出力させる。具体的には、図 12 に示すように、分割領域設定部 101 a は、蛍光判定部 111 a の判定結果に基づいて、撮像制御部 244 e を介して画像内 W1 内で患部の蛍光 S1 が観察された領域が徐々に小さくなるように、受光部 244 f の領域を全領域 R1、ROI 1、ROI 2、ROI 3 および ROI 4 の順で読み出させて出力させる。この際、各 ROI 領域に対応する画像は、画像中心の座標が同じで、徐々に領域が小さくなる ($ROI 1 > ROI 2 > ROI 3 > ROI 4$)。これにより、各 ROI の重畳部分は、最も露光回数が多くなるので、高感度になり、漸次感度が低下する画像となるので、周辺画像との違和感がなくなる。

【0105】

10

以上説明した本実施の形態 4 によれば、分割領域設定部 101 a が蛍光判定部 111 a の判定結果に基づいて、受光部 244 f の受光面を患部の蛍光 S1 が観察された領域に向けて増幅率を上げる領域を徐々に小さくして領域を設定するので、撮像素子 244 のフレームレートを落とさずに、自然な部分に感度を上げた滑らかな画像を得ることができる。

【0106】

また、本実施の形態 4 によれば、増幅部 309 a が蛍光を有する領域の境界の感度を傾斜的に設定するので、画像の違和感を低減することができる。

【0107】

さらに、本実施の形態 4 によれば、ROI 領域以外に不必要な高輝度領域があったとしても、感度が飽和する領域を低減できるとともに、明るさの自動制御による誤動作、たとえばブラックアウトを防止することができる。

20

【0108】

(実施の形態 5)

つぎに、本実施の形態 5 について説明する。本実施の形態 5 にかかる内視鏡システムは、内視鏡の先端部に二つの撮像素子が設けられている。このため、以下においては、上述した実施の形態の内視鏡システムと異なる構成についてのみ説明する。なお、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0109】

図 13 は、本実施の形態 5 にかかる内視鏡システムの先端部の先端面を示す図である。図 14 は、図 13 に示す A-A 線で切断した切断面の一部を示す図である。図 15 は、図 13 に示す B-B 線で切断した切断面の一部を示す図である。図 16 は、本実施の形態 5 にかかる内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

30

【0110】

図 13～図 16 に示すように、内視鏡 2 の先端部 6 の先端面には、洗浄用ノズル 61、観察窓 62、観察窓 63、照明レンズ 242 および処置具チャンネル 245 が設けられている。

【0111】

観察窓 62 および観察窓 63 は、閉塞されている。観察窓 62 を介して外部から入射した光は、複数のレンズ 621 a、621 b によって構成される第 1 の光学系 621 A に入射し、集光されてから、第 1 の受光部 622 A に入射する。観察窓 63 を介して外部から入射した光は、複数のレンズ 631 c、631 d によって構成される第 2 の光学系 631 B に入射し、集光されてから、第 2 の受光部 632 B に入射する。

40

【0112】

第 1 の受光部 622 A は、2 次元的にマトリックス状に配置された撮像用の複数の画素を有し、第 1 の光学系 621 A から出射した光が入射するように配置される。第 1 の受光部 622 A は、第 1 の光学系 621 A を介して入射した光を受光して体腔内を撮像する。第 1 の受光部 621 A の受光面側には、カバーガラス 623 A が設けられている。カバーガラス 623 A と第 1 の受光部 622 A との間には、第 1 の受光部 622 A の画素の配列に対応して R 赤 (R)、緑 (G) あるいは青 (B) のフィルタが配列するオンチップフィルタ 624 A が設けられており、第 1 の受光部 622 A は、カラー画像を撮像する。なお

50

、オンチップフィルタ６２４Ａは、シアン、マゼンタ、黄および緑のフィルタが配列する補色フィルタであってもよい。

【０１１３】

第２の受光部６３２Ｂは、２次元的にマトリックス状に配置された撮像用の複数の画素を有し、第２の光学系６３１Ｂから出射した光が入射するように配置される。第２の受光部６３２Ｂの受光面側には、所定波長帯の光のみを透過する分光フィルタ６３３と、カバーガラス６３４Ｂとが設けられており、第２の受光部６３２Ｂは、所定波長帯の蛍光に対応する蛍光観察用画像を、モノクロ画像として撮像する特性を有する。

【０１１４】

第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂは、第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂに撮像タイミングを指示するとともに電源供給を行うドライバ６４や、第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂによる画像信号を読み出して電気信号に変換する変換回路６５などとともに、回路基板６６に実装される。第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂは、受光面が左右に並んで回路基板６６に実装される。回路基板６６には、電極６７が設けられる。電極６７は、たとえば異方性導電性樹脂フィルムを介して、制御装置３との間で電気信号を伝送する信号線６８と接続する。第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂが出力した電気信号である画像信号を伝送する信号線６７ａのほか、制御装置３から制御信号を伝送する信号線を含む複数の信号線によって、集合ケーブルが形成される。

【０１１５】

同調部１２１は、第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂが交互に画像情報が読み出されるように、第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂの読み出し対象の画素を設定する。同調部１２１は、第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂにおける露光処理、ならびに、タイミングジェネレータ２４４ｄおよびＡＦＥ部２４４ｂによる第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂに対する画素情報の読み出し処理のタイミングを相関付けて制御する。そして、第１の受光部６２２Ａおよび第２の受光部６３２Ｂから読み出された画素情報は、同一の伝送路によって伝送される。

【０１１６】

このように構成された内視鏡システム１２０は、明るさ検出部３０３が第１の受光部６２２Ａで撮像された画像信号に基づいて輝度信号を生成し、増幅部３０９ａが明るさ検出部３０３によって生成された輝度信号に応じた増幅率に基づいて、励起光の照明下で第２の受光部６３２Ｂが生成する画像信号の増幅率を設定する。これにより、内視鏡システム１２０は、通常光（可視光）の撮像を行いながら、励起光の撮像の感度をほぼ同時に調整することができる。

【符号の説明】

【０１１７】

- １，１００，１１０，１２０ 内視鏡システム
- ２ 内視鏡
- ３ 制御装置
- ４ 光源装置
- ５ 表示装置
- ６，２４ 先端部
- ２１ 挿入部
- ２２ 操作部
- ２３ ユニバーサルコード
- ２５ 湾曲部
- ２６ 可撓管部
- ４１ 白色光光源
- ４２ 特殊光光源
- ４３ 光源制御部

10

20

30

40

50

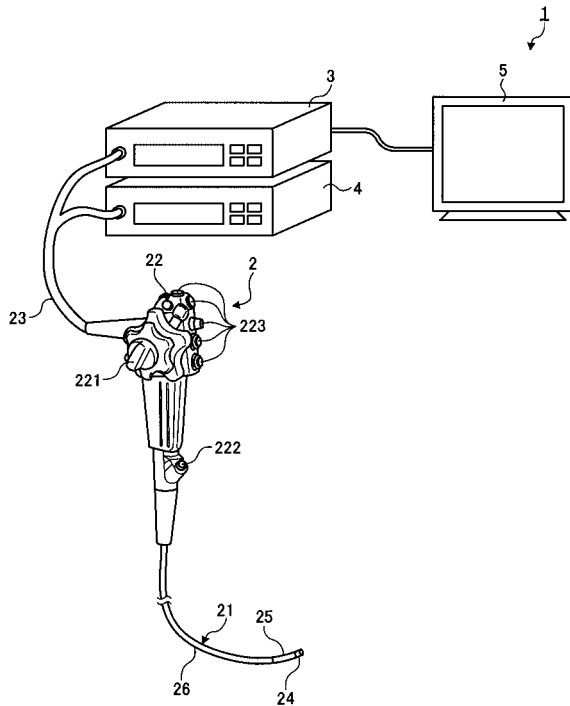
4 4	L E D ドライバ	
1 0 1	, 1 1 1, 3 0 9	制御部
1 0 1 a		分割領域設定部
1 1 1 a		蛍光判定部
1 2 1		同調部
2 2 1		湾曲ノブ
2 2 2		処置具挿入部
2 2 3		スイッチ
2 4 1		ライトガイド
2 4 2		照明レンズ
2 4 3		光学系
2 4 4		撮像素子
2 4 4 a		センサ部
2 4 4 b		アナログフロントエンド
2 4 4 c		P / S 変換部
2 4 4 d		タイミングジェネレータ
2 4 4 e		撮像制御部
2 4 4 f		受光部
2 4 4 g		読み出し部
2 4 4 h		ノイズ低減部
2 4 4 i		A G C 部
2 4 4 j		A / D 部
2 4 5		処置具チャンネル
3 0 2		画像処理部
3 0 4		調光部
3 0 5		読出アドレス設定部
3 0 6		駆動信号生成部
3 0 7		入力部
3 0 8		記憶部
3 0 9 a		増幅部
3 1 0		基準クロック生成部

10

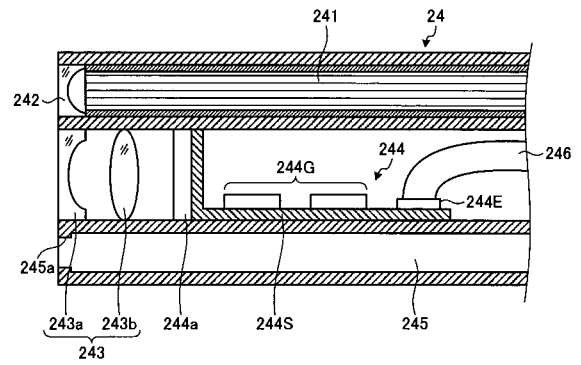
20

30

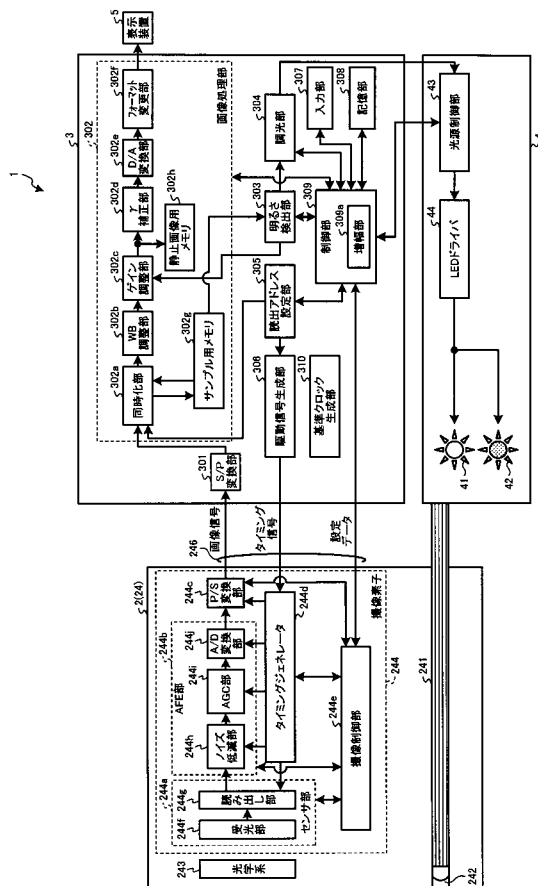
【図 1】



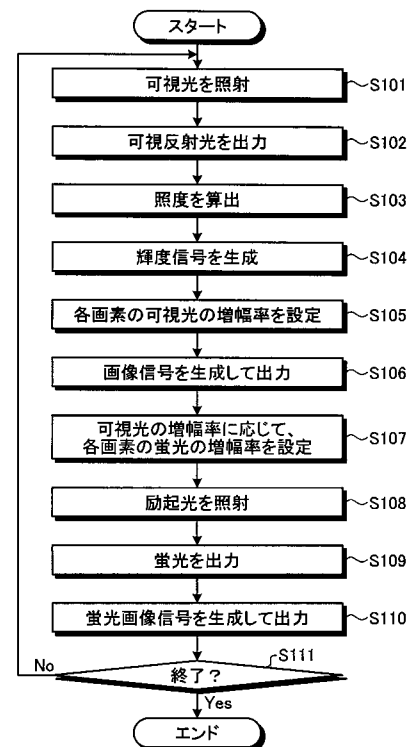
【図 2】



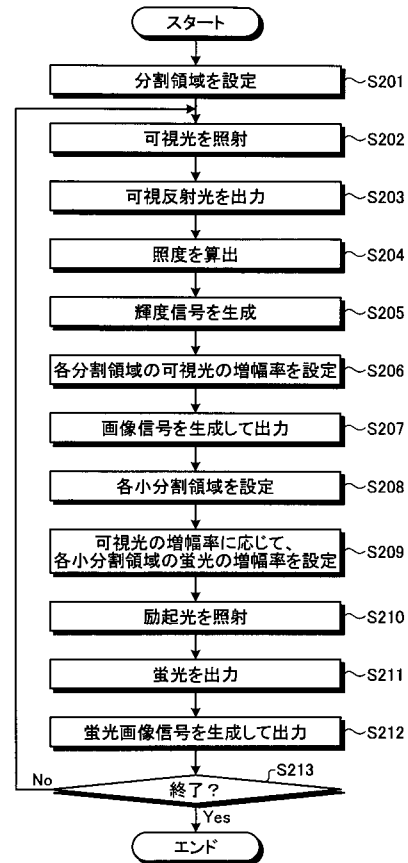
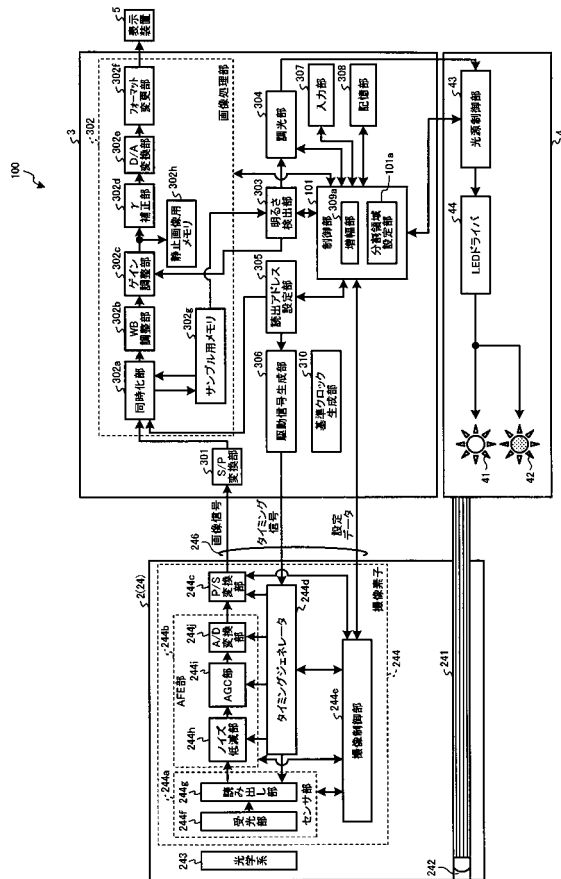
【図 3】



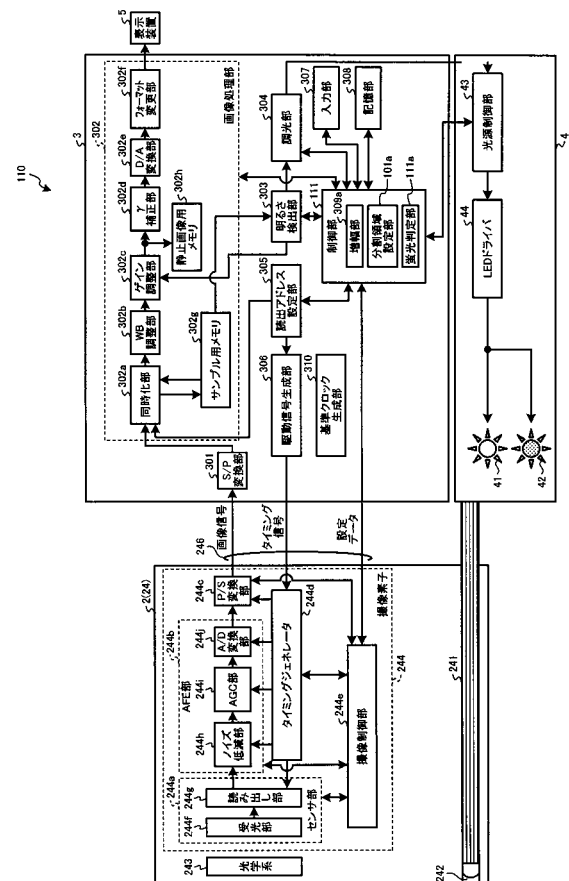
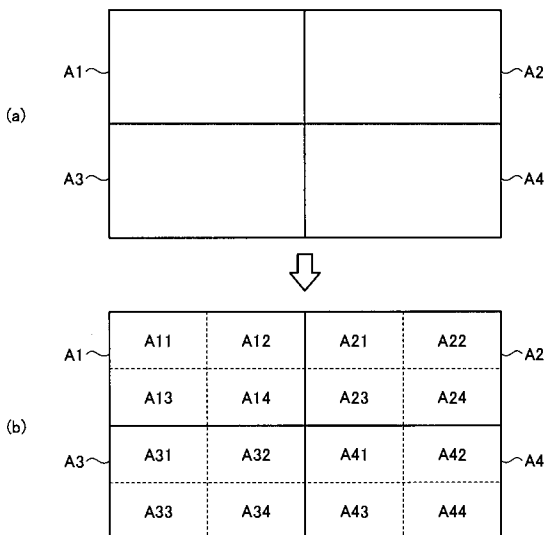
【図 4】



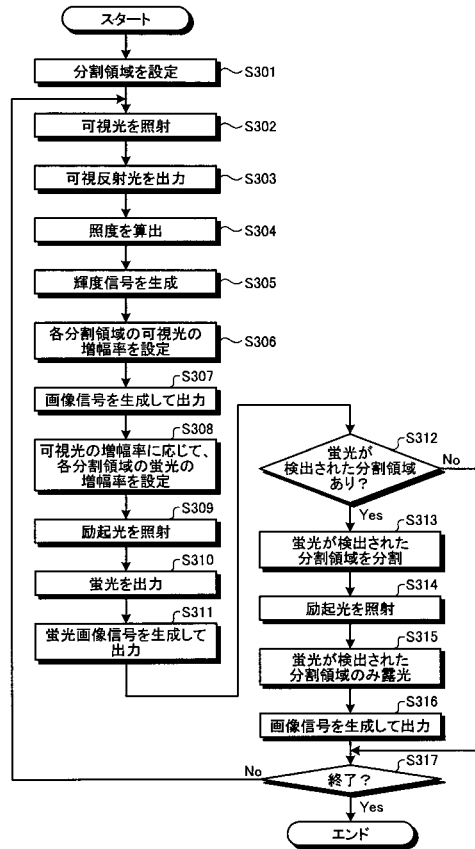
【図 6】



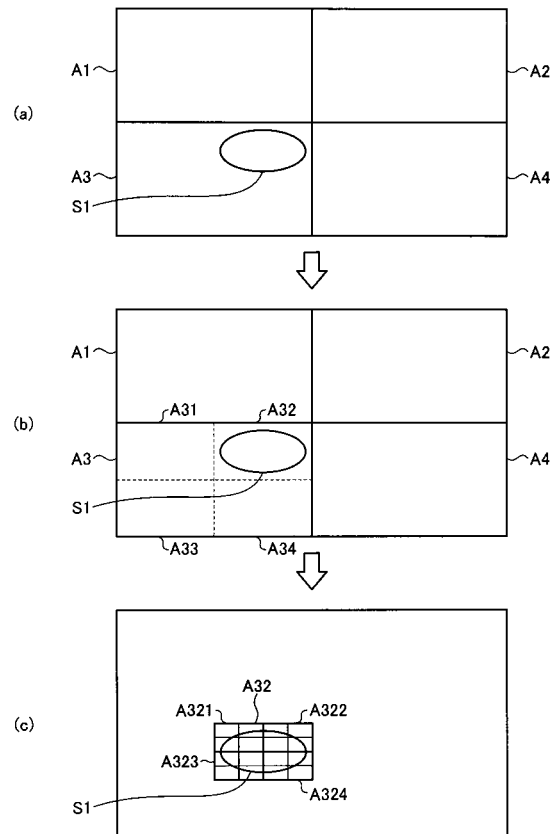
【图 8】



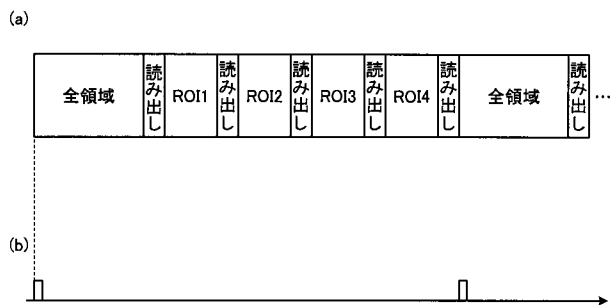
【図 9】



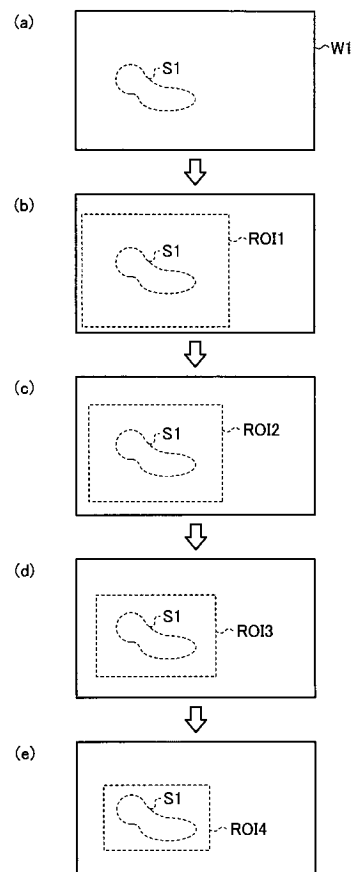
【図 10】



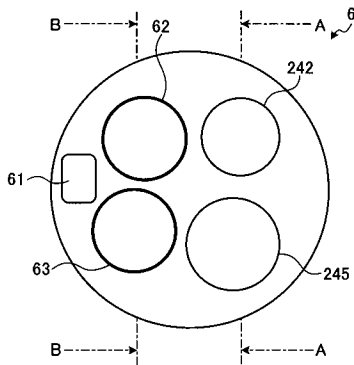
【図 11】



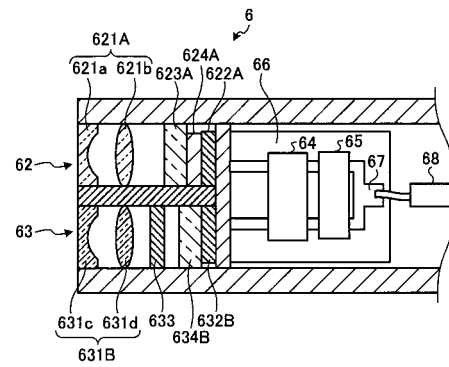
【図 12】



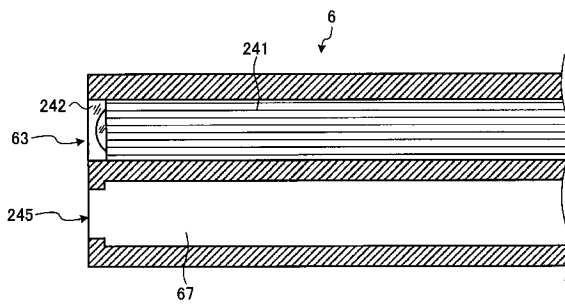
【図 13】



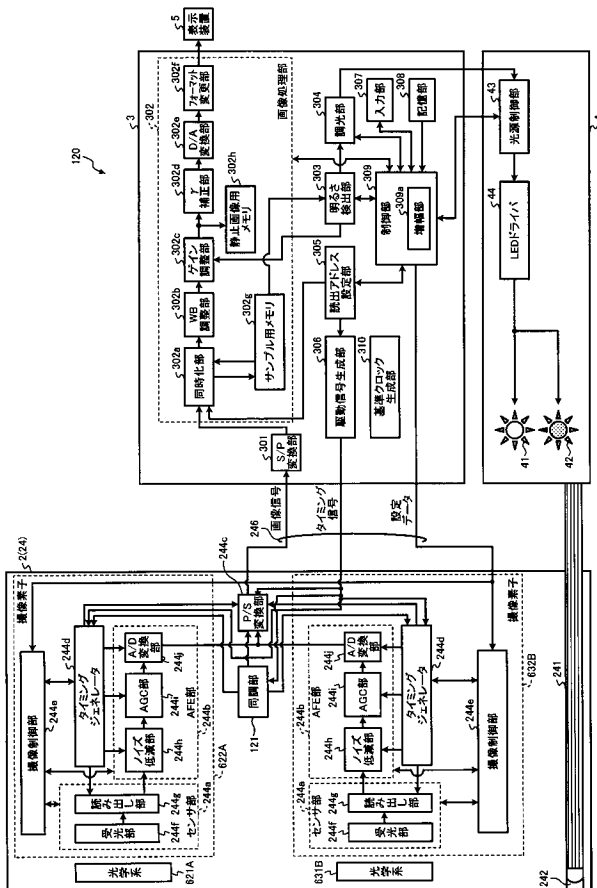
【図 15】



【図 14】



【図 16】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/059473
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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) A61B1/00-1/32		
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 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014		
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.
A	JP 5200200 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 15 May 2013 (15.05.2013), claims; paragraphs [0002] to [0006] & US 2013/0150713 A1 & EP 2601881 A1 & WO 2012/172908 A1 & CN 103140161 A	1-7
A	JP 2009-95566 A (Olympus Medical Systems Corp.), 07 May 2009 (07.05.2009), paragraphs [0041] to [0053]; fig. 4 & US 2010/0204544 A1 & EP 2201888 A1 & WO 2009/050972 A1 & CN 101686798 A	1-7
A	JP 2009-95525 A (Hoya Corp.), 07 May 2009 (07.05.2009), paragraph [0016] (Family: none)	1-7
☒ 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 24 June, 2014 (24.06.14)		Date of mailing of the international search report 01 July, 2014 (01.07.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/059473

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-250925 A (Fujifilm Corp.), 15 December 2011 (15.12.2011), paragraphs [0037], [0043]; fig. 2 to 4 (Family: none)	1-7
A	JP 2009-279172 A (Fujinon Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), abstract (Family: none)	1-7
A	JP 5245022 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 24 July 2013 (24.07.2013), paragraph [0070] & US 2013/0208101 A1 & EP 2636359 A1 & WO 2013/024788 A1 & CN 103260499 A	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 9 4 7 3	
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, A61B1/04(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. A61B1/00-1/32			
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 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で利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	
A	JP 5200200 B2（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2013.05.15, 特許請求の範囲, 【0002】 - 【0006】 & US 2013/0150713 A1 & EP 2601881 A1 & WO 2012/172908 A1 & CN 103140161 A	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, 【0041】 - 【0053】, 第4図 & US 2010/0204544 A1 & EP 2201888 A1 & WO 2009/050972 A1 & CN 101686798 A	1-7	
☒ 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 24.06.2014		国際調査報告の発送日 01.07.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 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） 門田 宏 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 4 / 0 5 9 4 7 3
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
A	JP 2009-95525 A (HOYA株式会社) 2009.05.07, 【0016】 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2011-250925 A (富士フイルム株式会社) 2011.12.15, 【0037】, 【0043】, 第2-4図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2009-279172 A (フジノン株式会社) 2009.12.03, 【要約】 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 5245022 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.07.24, 【0070】 & US 2013/0208101 A1 & EP 2636359 A1 & WO 2013/024788 A1 & CN 103260499 A	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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 大野 渉

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリシメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 GG01 HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01 NN05
QQ02 QQ03 QQ04 QQ07 QQ09 RR02 RR22 SS08 SS10 SS21
WW10 WW17

(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)	摄像装置		
公开(公告)号	JPWO2015015839A1	公开(公告)日	2017-03-02
申请号	JP2014544276	申请日	2014-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
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		
[标]发明人	竹腰 聡 武井 俊二 山崎 健二 大野 涉		
发明人	竹腰 聡 武井 俊二 山崎 健二 大野 涉		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/0638		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS08 4C161/SS10 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW17		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013160659 2013-08-01 JP		
其他公开文献	JP5669997B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种成像装置，其允许在不忽略发射的荧光的情况下充分观察荧光图像。内窥镜系统1包括：特殊光源42，其被构造成为激发光照射被检体以激发被引入到被检体内的荧光物质；白光源41，其被构造成为与激发光不同的可见波长范围的通常光照射被检体。成像元件244具有成像表面，该成像表面用于捕获被激发光或普通光照射的对象的光学图像以产生图像信号；亮度检测单元303，被配置为基于由成像元件244在正常光照射下生成的图像信号来生成指示亮度的亮度信号；放大单元309a，用于根据由亮度检测单元303生成的亮度信号的放大率，设置在由激发光照射下成像元件244生成的图像信号的放大率。

