

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5669997号
(P5669997)

(45) 発行日 平成27年2月18日(2015. 2. 18)

(24) 登録日 平成26年12月26日(2014. 12. 26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 7 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-544276 (P2014-544276)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/059473
 審査請求日 平成26年9月12日 (2014. 9. 12)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-160659 (P2013-160659)
 (32) 優先日 平成25年8月1日 (2013. 8. 1)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 竹腰 聡
 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 武井 俊二
 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 山崎 健二
 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】 撮像装置

(57) 【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】

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。

【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。

【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。

【0006】

10

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。

20

【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。

【0009】

30

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。

40

【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

50

て、前記画像信号の増幅率を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

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】

【 0 0 1 4 】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【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。

20

【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的に示す図である。

30

【図 11】図 11 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 12】図 12 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 13】図 13 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 14】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】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】図 16 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。

40

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

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。

50

【 0 0 1 7 】

(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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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、撮像素子 2 4 4 の構成を説明する。図 3 に示すように、撮像素子 2 4 4 は、光学系 2 4 3 からの光を光電変換して電気信号を出力するセンサ部 2 4 4 a と、センサ部 2 4 4 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 2 4 4 b (以下、「 A F E 部 2 4 4 b 」という) と、 A F E 部 2 4 4 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 2 4 4 c と、センサ部 2 4 4 a の駆動タイミング、 A F E 部 2 4 4 b および P / S 変換部 2 4 4 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 2 4 4 d と、撮像素子 2 4 4 の動作を制御する撮像制御部 2 4 4 e と、を有する。撮像素子 2 4 4 は、 C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサである。

【 0 0 2 3 】

センサ部 2 4 4 a は、基板 2 4 4 S を介して I C 回路群 2 4 4 G と接続される。 I C 回路群 2 4 4 G は、 A F E 部 2 4 4 b 、 P / S 変換部 2 4 4 c 、タイミングジェネレータ 2 4 4 d 、および撮像制御部 2 4 4 e の機能を有する複数の I C 回路を有する。

【 0 0 2 4 】

センサ部 2 4 4 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 次元マトリックス状に配設された受光部 2 4 4 f と、受光部 2 4 4 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 2 4 4 g と、を有する。受光部 2 4 4 f には、画素ごとに R G B 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。

【 0 0 2 5 】

A F E 部 2 4 4 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 2 4 4 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 A G C（Auto Gain Control）部 2 4 4 i と、A G C 部 2 4 4 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 2 4 4 j と、を有する。ノイズ低減部 2 4 4 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。

【 0 0 2 6 】

撮像制御部 2 4 4 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 2 4 の各種動作を制御する。撮像制御部 2 4 4 e は、C P U（Central Processing Unit）等を用いて構成される。また、撮像制御部 2 4 4 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 2 4 4 g が受光部 2 4 4 f から読み出す領域を設定する。

【 0 0 2 7 】

基板 2 4 4 S に設けられる電極 2 4 4 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 2 4 6 が接続している。複数の信号線には、撮像素子 2 4 4 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 2 4 4 へ伝送する信号線等が含まれる。

【 0 0 2 8 】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 5 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 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 2 2 2 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 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入される処置具は、先端部 2 4 の処置具チャンネル 2 4 5 を経由して開口部 2 4 5 a から表出する。

【 0 0 2 9 】

ユニバーサルコード 2 3 は、ライトガイド 2 4 1 と、集合ケーブル 2 4 6 と、を少なくとも内蔵している。ユニバーサルコード 2 3 のライトガイド 2 4 1 は、光源装置 4 に接続される。ユニバーサルコード 2 3 の集合ケーブル 2 4 6 は、制御装置 3 に接続される。

【 0 0 3 0 】

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 3 0 1 と、画像処理部 3 0 2 と、明るさ検出部 3 0 3 と、調光部 3 0 4 と、読出アドレス設定部 3 0 5 と、駆動信号生成部 3 0 6 と、入力部 3 0 7 と、記憶部 3 0 8 と、制御部 3 0 9 と、基準クロック生成部 3 1 0 と、を備える。

【 0 0 3 1 】

S / P 変換部 3 0 1 は、先端部 2 4 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。

【 0 0 3 2 】

画像処理部 3 0 2 は、S / P 変換部 3 0 1 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 3 0 2 は、同時化部 3 0 2 a と、ホワイトバランス（WB）調整部 3 0 2 b と、ゲイン調整部 3 0 2 c と、γ補正部 3 0 2 d と、D / A 変換部 3 0 2 e と、フォーマット変更部 3 0 2 f と、サンプル用メモリ 3 0 2 g と、静止画像用メモリ 3 0 2 h と、を有する。

【 0 0 3 3 】

同時化部 3 0 2 a 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 2 4 4 g が読み出した受光部 2 4 4 f 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 R G B 画像信号として同時化する。同時化部 3 0 2 a は、同時化した R G B 画像信号をホワイトバランス調整部 3 0 2 b へ順次出力するとともに、一部の R G B 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 3 0 2 g へ出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

ホワイトバランス調整部 3 0 2 b は、R G B 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 3 0 2 b は、R G B 画像信号に含まれる色温度に基づいて、R G B 画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。

【 0 0 3 5 】

ゲイン調整部 3 0 2 c は、R G B 画像信号のゲイン調整を行う。ゲイン調整部 3 0 2 c は、ゲイン調整を行った R G B 信号を γ 補正部 3 0 2 d へ出力するとともに、一部の R G B 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 3 0 2 h へ出力する。

【 0 0 3 6 】

γ 補正部 3 0 2 d は、表示装置 5 に対応させて R G B 画像信号の階調補正 (γ 補正) を行う。

【 0 0 3 7 】

D / A 変換部 3 0 2 e は、 γ 補正部 3 0 2 d が出力した階調補正後の R G B 画像信号をアナログ信号に変換する。

【 0 0 3 8 】

フォーマット変更部 3 0 2 f 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 へ出力する。

【 0 0 3 9 】

明るさ検出部 3 0 3 は、サンプル用メモリ 3 0 2 g が保持する R G B 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 3 0 9 へ出力する。また、明るさ検出部 3 0 3 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 3 0 2 c へ出力する一方、光照射量を調光部 3 0 4 へ出力する。さらに、明るさ検出部 3 0 3 は、内視鏡 2 の撮像素子 2 4 4 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 3 0 9 へ出力する。なお、本実施の形態 1 では、明るさ検出部 3 0 3 が輝度信号生成部として機能する。

【 0 0 4 0 】

調光部 3 0 4 は、制御部 3 0 9 の制御のもと、明るさ検出部 3 0 3 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、この設定した条件を含む光源同期信号を光源装置 4 へ送信する。

【 0 0 4 1 】

読出アドレス設定部 3 0 5 は、センサ部 2 4 4 a 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 3 0 5 は、A F E 部 2 4 4 b が読出すセンサ部 2 4 4 a 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 3 0 5 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 3 0 2 a へ出力する。

【 0 0 4 2 】

駆動信号生成部 3 0 6 は、撮像素子 2 4 4 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 2 4 6 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 2 4 4 d 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。

【 0 0 4 3 】

入力部 3 0 7 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。

【 0 0 4 4 】

記憶部 3 0 8 は、フラッシュメモリや D R A M (Dynamic Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて実現される。記憶部 3 0 8 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。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

50

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 NBI（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。

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

図 4 に示すように、光源制御部 4 3 は、制御部 3 0 9 の制御のもと、L E D ドライバ 4 4 を駆動して白色光光源 4 1 に可視光を照射させる（ステップ S 1 0 1 ）。

【 0 0 5 6 】

続いて、撮像制御部 2 4 4 e は、制御部 3 0 9 の制御のもと、所定のタイミングで読み出し部 2 4 4 g を駆動して受光部 2 4 4 f 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 S 1 0 2 ）。

【 0 0 5 7 】

その後、明るさ検出部 3 0 3 は、サンプル用メモリ 3 0 2 g から可視光の画像信号を取得して受光部 2 4 4 f の各画像の照度を算出し（ステップ S 1 0 3 ）、各画素における輝度信号を生成する（ステップ S 1 0 4 ）。

10

【 0 0 5 8 】

続いて、増幅部 3 0 9 a は、明るさ検出部 3 0 3 が生成した輝度信号に基づいて、受光部 2 4 4 f 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 2 4 4 e を介して A F E 部 2 4 4 b の A G C 部 2 4 4 i に設定する（ステップ S 1 0 5 ）。

【 0 0 5 9 】

その後、制御部 3 0 9 は、画像処理部 3 0 2 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 S 1 0 6 ）。具体的には、制御部 3 0 9 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 3 0 2 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 3 0 9 は、画像処理部 3 0 2 に白色光画像信号を記憶部 3 0 8 に記憶させてもよい。

20

【 0 0 6 0 】

続いて、増幅部 3 0 9 a は、可視光の増幅率に応じて、受光部 2 4 4 f 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 2 4 4 e を介して A F E 部 2 4 4 b の A G C 部 2 4 4 i に設定する（ステップ S 1 0 7 ）。

【 0 0 6 1 】

その後、光源制御部 4 3 は、制御部 3 0 9 の制御のもと、L E D ドライバ 4 4 を駆動して特殊光光源 4 2 に励起光を照射させる（ステップ S 1 0 8 ）。

30

【 0 0 6 2 】

続いて、撮像制御部 2 4 4 e は、制御部 3 0 9 の制御のもと、所定のタイミングで読み出し部 2 4 4 g を駆動して受光部 2 4 4 f 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 S 1 0 9 ）。

【 0 0 6 3 】

その後、制御部 3 0 9 は、画像処理部 3 0 2 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 S 1 1 0 ）。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。

【 0 0 6 4 】

続いて、制御部 3 0 9 は、入力部 3 0 7 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 S 1 1 1 ）。指示信号が入力された場合（ステップ S 1 1 1 : Y e s ）、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 3 0 7 を介して指示信号が入力されていない場合（ステップ S 1 1 1 : N o ）、内視鏡システム 1 は、ステップ S 1 0 1 へ戻る。

40

【 0 0 6 5 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、増幅部 3 0 9 a が明るさ検出部 3 0 3 によって生成された白色光の照明光で撮像素子 2 4 4 が生成した画像信号の輝度信号に応じた受光部 2 4 4 f 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。

50

【 0 0 6 6 】

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 2 4 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 3 0 9 a が明るさ検出部 3 0 3 によって生成された白色光の照明光で撮像素子 2 4 4 が生成した画像信号の輝度信号に応じた受光部 2 4 4 f 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。

【 0 0 6 7 】

10

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 2 4 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 3 0 9 a 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 3 0 9 a は、比でなく、反射光の増幅率に一定の係数を乗じてよい。

【 0 0 6 8 】

また、本実施の形態 1 では、増幅部 3 0 9 a 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（I R）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 3 0 9 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。

20

【 0 0 6 9 】

（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。

30

【 0 0 7 0 】

図 5 は、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システム 1 0 0 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 1 0 0 の制御装置 3 は、制御部 1 0 1 をさらに備える。

【 0 0 7 1 】

制御部 1 0 1 は、C P U 等を用いて構成され、先端部 2 4 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 1 0 1 は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル 2 4 6 に含まれる所定の信号線を介して撮像制御部 2 4 4 e へ送信する。制御部 1 0 1 は、増幅部 3 0 9 a と、分割領域設定部 1 0 1 a と、を有する。

40

【 0 0 7 2 】

分割領域設定部 1 0 1 a は、センサ部 2 4 4 a 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 1 0 1 a は、読出アドレス設定部 3 0 5 を介してセンサ部 2 4 4 a 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 3 0 9 a 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。

【 0 0 7 3 】

以上の構成を有する内視鏡システム 1 0 0 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 1 0 0 が実行する処理の概要を示すフローチャー

50

トである。

【 0 0 7 4 】

図 6 に示すように、分割領域設定部 1 0 1 a は、撮像制御部 2 4 4 e を介して読み出し部 2 4 4 g が受光部 2 4 4 f 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 S 2 0 1）。たとえば、図 7（a）に示すように、分割領域設定部 1 0 1 a は、センサ部 2 4 4 a の受光面を 4 分割にして分割領域 A 1 ~ A 4 を設定する。

【 0 0 7 5 】

ステップ S 2 0 2 およびステップ S 2 0 3 は、上述した図 4 のステップ S 1 0 1 およびステップ S 1 0 2 にそれぞれ対応する。

【 0 0 7 6 】

続いて、明るさ検出部 3 0 3 は、サンプル用メモリ 3 0 2 g から可視光の画像信号を取得して受光部 2 4 4 f の分割領域ごとの照度を算出し（ステップ S 2 0 4）、各分割領域の輝度信号を生成する（ステップ S 2 0 5）。具体的には、図 7（a）に示すように、明るさ検出部 3 0 3 は、分割領域設定部 1 0 1 a が設定した各分割領域 A 1 ~ A 4 の照度を算出し、各分割領域 A 1 ~ A 4 の輝度信号を生成する。

【 0 0 7 7 】

その後、増幅部 3 0 9 a は、明るさ検出部 3 0 3 が検出した各分割領域の輝度信号に基づいて、受光部 2 4 4 f 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 2 4 4 e を介して A F E 部 2 4 4 b の A G C 部 2 4 4 i に設定する（ステップ S 2 0 6）。

【 0 0 7 8 】

続いて、制御部 3 0 9 は、画像処理部 3 0 2 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 S 2 0 7）。

【 0 0 7 9 】

その後、分割領域設定部 1 0 1 a 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 S 2 0 8）。たとえば、図 7（b）に示すように、分割領域設定部 1 0 1 a は、可視光の分割領域 A 1 をさらに分割した励起光の小分割領域 A 1 1 ~ A 1 4 を設定する。

【 0 0 8 0 】

続いて、増幅部 3 0 9 a は、可視光の各分割領域の増幅率に応じて、各小分割領域の蛍光の増幅率を設定する（ステップ S 2 0 9）。具体的には、増幅部 3 0 9 a は、分割領域 A 1 の増幅率に応じて、小分割領域 A 1 1 ~ A 1 4 の蛍光の増幅率を設定する。この場合、増幅部 3 0 9 a は、分割領域 A 1 内の各画素の輝度信号の平均値に基づいて、小分割領域 A 1 1 ~ A 1 4 の蛍光の増幅率を設定する。これにより、分割領域 A 1 ~ A 4 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 A 1 1 ~ A 1 4, A 2 1 ~ A 2 4, A 3 1 ~ A 3 4, A 4 1 ~ A 4 4 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。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 2 1 0 ~ ステップ S 2 1 3 は、図 4 のステップ S 1 0 8 ~ ステップ S 1 1 1 にそれぞれ対応する。

【 0 0 8 2 】

以上説明した本実施の形態 2 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各分割領域に対して励起光の照明下で撮像素子 2 4 4 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。

【 0 0 8 3 】

また、本実施の形態 2 によれば、分割領域設定部 1 0 1 a がセンサ部 2 4 4 a 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 3 0 9 a 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

10

20

30

40

50

ることができる。これにより、撮像範囲内で先端部 2 4 と生体組織との距離が異なっても、撮像素子 2 4 4 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。

【 0 0 8 4 】

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畳させた画像を得ることができる。

【 0 0 8 5 】

なお、本実施の形態 2 では、増幅部 3 0 9 a 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。

【 0 0 8 6 】

また、本実施の形態 2 では、A G C 部 2 4 4 i 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 2 4 4 a 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。

【 0 0 8 7 】

また、本実施の形態 2 では、分割領域設定部 1 0 1 a がセンサ部 2 4 4 a 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 1 0 1 a は、センサ部 2 4 4 a 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 1 0 1 a 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。

【 0 0 8 8 】

（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。

【 0 0 8 9 】

図 8 は、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システム 1 1 0 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 1 1 0 の制御装置 3 は、制御部 1 1 1 を有する。

【 0 0 9 0 】

制御部 1 1 1 は、C P U 等を用いて構成され、先端部 2 4 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 1 1 1 は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル 2 4 6 に含まれる所定の信号線を介して撮像制御部 2 4 4 e へ送信する。制御部 1 1 1 は、増幅部 3 0 9 a と、分割領域設定部 1 0 1 a と、蛍光判定部 1 1 1 a と、を有する。

【 0 0 9 1 】

蛍光判定部 1 1 1 a は、撮像素子 2 4 4 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 1 1 1 a は、蛍光観察時に撮像素子 2 4 4 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 1 1 1 a 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。

【 0 0 9 2 】

以上の構成を有する内視鏡システム 1 1 0 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 1 1 0 が実行する処理の概要を示すフローチャー

10

20

30

40

50

トである。

【 0 0 9 3 】

図 9 に示すように、ステップ S 3 0 1 ~ ステップ S 3 0 8 は、図 6 のステップ S 2 0 1 ~ ステップ S 2 0 7 およびステップ S 2 0 9 にそれぞれ対応する。また、ステップ S 3 0 9 ~ ステップ S 3 1 1 は、図 4 のステップ S 1 0 8 ~ ステップ S 1 1 0 にそれぞれ対応する。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 3 1 1 の後、蛍光判定部 1 1 1 a 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 S 3 1 2)。具体的には、蛍光判定部 1 1 1 a 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 1 1 1 a が判定した場合 (ステップ S 3 1 2 : Y e s)、内視鏡システム 1 は、後述するステップ S 3 1 3 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 1 1 1 a が判定した場合 (ステップ S 3 1 2 : N o)、内視鏡システム 1 は、後述するステップ S 3 1 7 へ移行する。

【 0 0 9 5 】

ステップ S 3 1 3 において、分割領域設定部 1 0 1 a 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 1 0 に示すように、分割領域設定部 1 0 1 a は、蛍光 S 1 が検出された分割領域 A 3 を所定の領域ごとに分割して小分割領域 A 3 1 ~ A 3 4 を設定する (図 1 0 (a) → (図 1 0 (b))。続いて、分割領域設定部 1 0 1 a は、撮像制御部 2 4 4 e を介して受光部 2 4 4 f が露光する領域を設定する。具体的には、分割領域設定部 1 0 1 a は、撮像制御部 2 4 4 e を介して蛍光 S 1 が検出された小分割領域に対応する領域を、受光部 2 4 4 f の画素が蛍光を受光して露光する領域として設定する。

【 0 0 9 6 】

その後、光源制御部 4 3 は、制御部 3 1 1 の制御のもと、LED ドライバ 4 4 を駆動して特殊光光源 4 2 に励起光を照射させ (ステップ S 3 1 4)、増幅部 3 0 9 a は、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 (ステップ S 3 1 5)。これにより、センサ部 2 4 4 a 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 の必要な画素のみに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る、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。

【 0 0 9 7 】

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)。

【 0 0 9 8 】

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ら制御部 3 1 1 が判断した場合 (ステップ S 3 1 7 : Y e s)、内視鏡システム 1 は、本処理を終了する。

【 0 0 9 9 】

これに対して、終了の指示信号が入力されていないと制御部 3 1 1 が判断した場合 (ステップ S 3 1 7 : N o)、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。

【 0 1 0 0 】

以上説明した本実施の形態 3 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 244a 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 244f の必要な画素のみを長時間露光することで、受光部 244f 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 11 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 11 において、図 11(a) が受光部 244f から出力される領域のタイミングを示し、図 11(b) が受光部 244f 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 11 において、横軸が時間を示す。

【0104】

図 11 に示すように、分割領域設定部 101a は、蛍光判定部 111a の判定結果に基づいて、撮像制御部 244e を介して受光部 244f の領域を全領域、ROI1、ROI2、ROI3 および ROI4 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 101a は、蛍光判定部 111a の判定結果に基づいて、撮像制御部 244e 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 244f の領域を全領域 R1、ROI1、ROI2、ROI3 および ROI4 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（ROI1 > ROI2 > ROI3 > ROI4）。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】

以上説明した本実施の形態 4 によれば、分割領域設定部 101a が蛍光判定部 111a の判定結果に基づいて、受光部 244f 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 309a 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することができるとともに、明るさの自動制御による誤

10

20

30

40

50

動作、たとえばブラックアウトを防止することができる。

【 0 1 0 8 】

(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。

【 0 1 0 9 】

図 1 3 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 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 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 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。

10

【 0 1 1 0 】

図 1 3 ~ 図 1 6 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 6 1、観察窓 6 2、観察窓 6 3、照明レンズ 2 4 2 および処置具チャンネル 2 4 5 が設けられている。

【 0 1 1 1 】

観察窓 6 2 および観察窓 6 3 は、閉塞されている。観察窓 6 2 を介して外部から入射した光は、複数のレンズ 6 2 1 a, 6 2 1 b によって構成される第 1 の光学系 6 2 1 A に入射し、集光されてから、第 1 の受光部 6 2 2 A に入射する。観察窓 6 3 を介して外部から入射した光は、複数のレンズ 6 3 1 c, 6 3 1 d によって構成される第 2 の光学系 6 3 1 B に入射し、集光されてから、第 2 の受光部 6 3 2 B に入射する。

20

【 0 1 1 2 】

第 1 の受光部 6 2 2 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 6 2 1 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 6 2 2 A は、第 1 の光学系 6 2 1 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 6 2 1 A の受光面側には、カバーガラス 6 2 3 A が設けられている。カバーガラス 6 2 3 A と第 1 の受光部 6 2 2 A との間には、第 1 の受光部 6 2 2 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 6 2 4 A が設けられており、第 1 の受光部 6 2 2 A は、カラー画像を撮像する。なお、オンチップフィルタ 6 2 4 A 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。

30

【 0 1 1 3 】

第 2 の受光部 6 3 2 B 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 6 3 1 B 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 6 3 2 B 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 6 3 3 と、カバーガラス 6 3 4 B とが設けられており、第 2 の受光部 6 3 2 B 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。

【 0 1 1 4 】

第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B は、第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B 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 6 4 や、第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B 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 6 5 などとともに、回路基板 6 6 に実装される。第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B は、受光面が左右に並んで回路基板 6 6 に実装される。回路基板 6 6 には、電極 6 7 が設けられる。電極 6 7 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 6 8 と接続する。第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B が出力した電気信号である画像信号を伝送する信号線 6 7 a 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。

40

【 0 1 1 5 】

50

同調部 1 2 1 は、第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B が交互に画像情報が読み出されるように、第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B の読み出し対象の画素を設定する。同調部 1 2 1 は、第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B における露光処理、ならびに、タイミングジェネレータ 2 4 4 d および A F E 部 2 4 4 b による第 1 の受光部 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B 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 6 2 2 A および第 2 の受光部 6 3 2 B 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。

【 0 1 1 6 】

このように構成された内視鏡システム 1 2 0 は、明るさ検出部 3 0 3 が第 1 の受光部 6 2 2 A 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 3 0 9 a が明るさ検出部 3 0 3 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 6 3 2 B 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 1 2 0 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 】

【 0 1 1 7 】

1 , 1 0 0 , 1 1 0 , 1 2 0 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 , 2 4 先端部

2 1 挿入部

2 2 操作部

2 3 ユニバーサルコード

2 5 湾曲部

2 6 可撓管部

4 1 白色光光源

4 2 特殊光光源

4 3 光源制御部

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

10

20

30

40

50

- 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

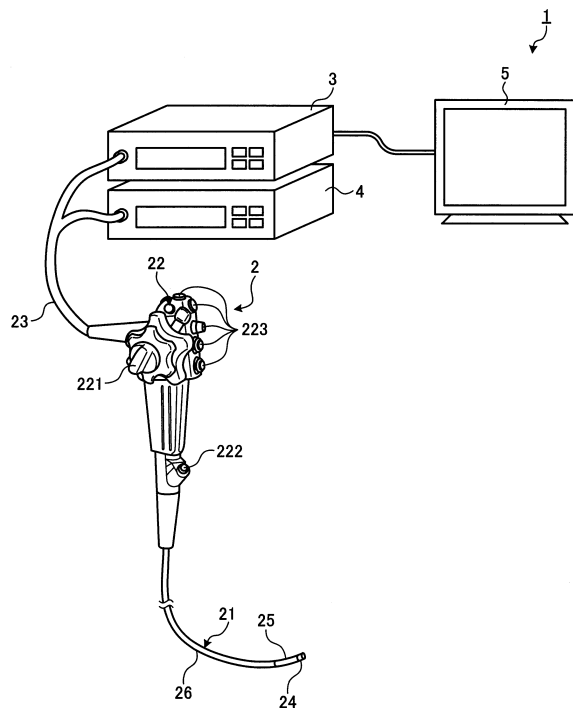
10

【要約】

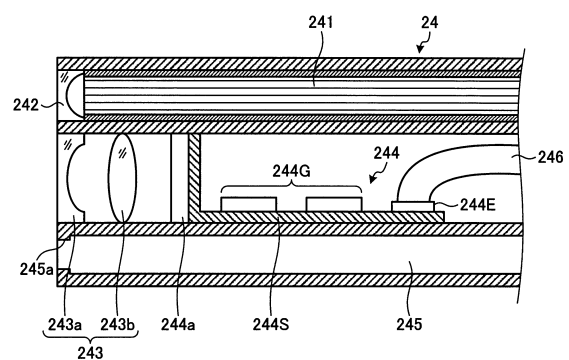
発光した蛍光を見落とすことなく、蛍光画像の観察を適切に行うことができる撮像装置を提供する。内視鏡システム 1 は、被写体に導入された蛍光物質を励起するための励起光を該被検体に向けて出射する特殊光光源 4 2 と、励起光と異なる可視帯域を含む通常光を被検体に向けて出射する白色光光源 4 1 と、励起光または通常光で照明された被写体の光学像を撮像して光学像の画像信号を生成する撮像面を有する撮像素子 2 4 4 と、通常光の照明下で撮像素子 2 4 4 が生成した画像信号に基づいて、明るさを示す輝度信号を生成する明るさ検出部 3 0 3 と、明るさ検出部 3 0 3 が生成した輝度信号に応じた増幅率で励起光の照明下で撮像素子 2 4 4 が生成する画像信号の増幅率を設定する増幅部 3 0 9 a と、

20

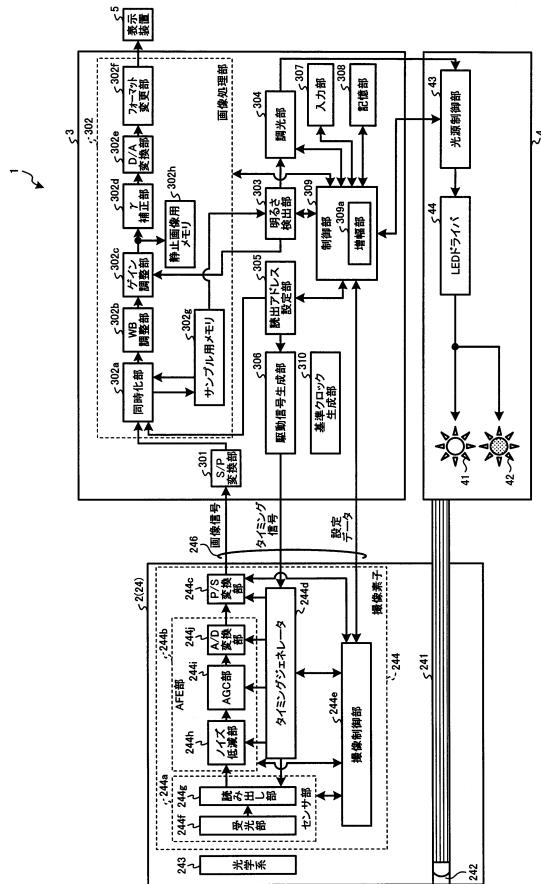
【図 1】



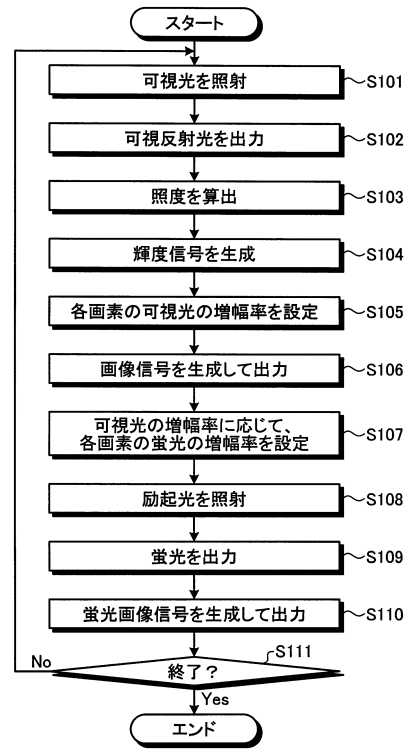
【図 2】



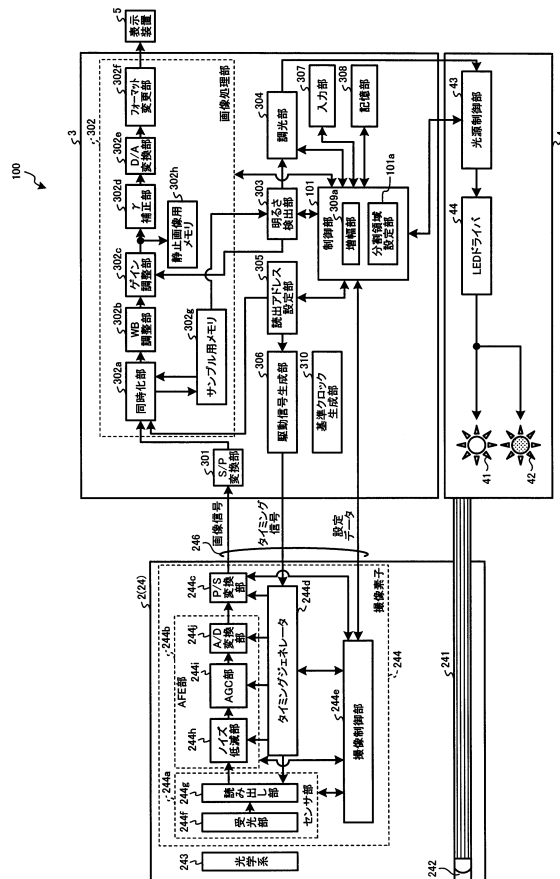
【図 3】



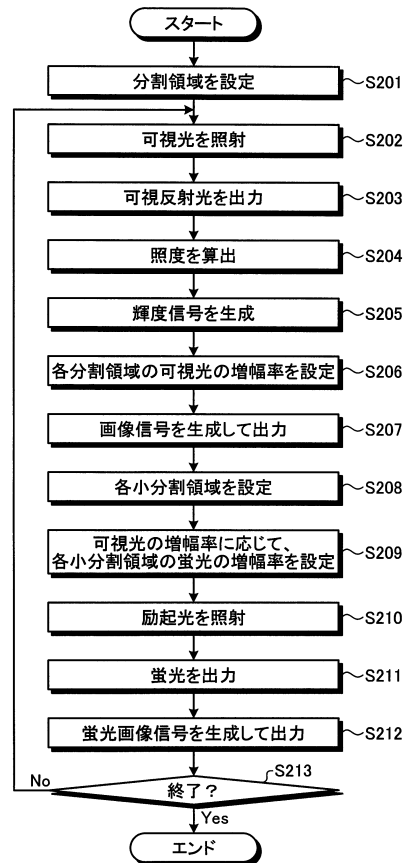
【図 4】



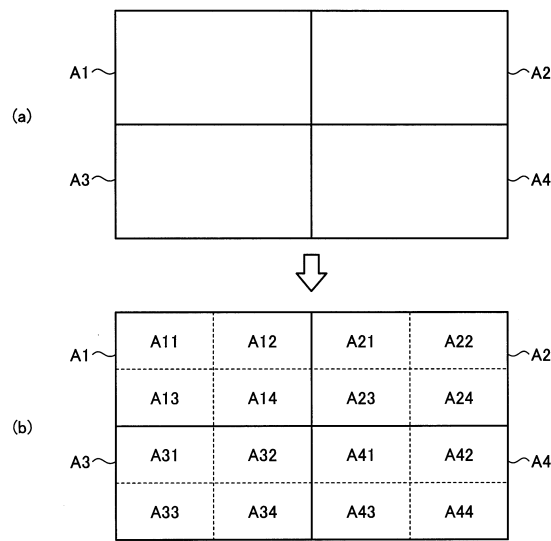
【図 5】



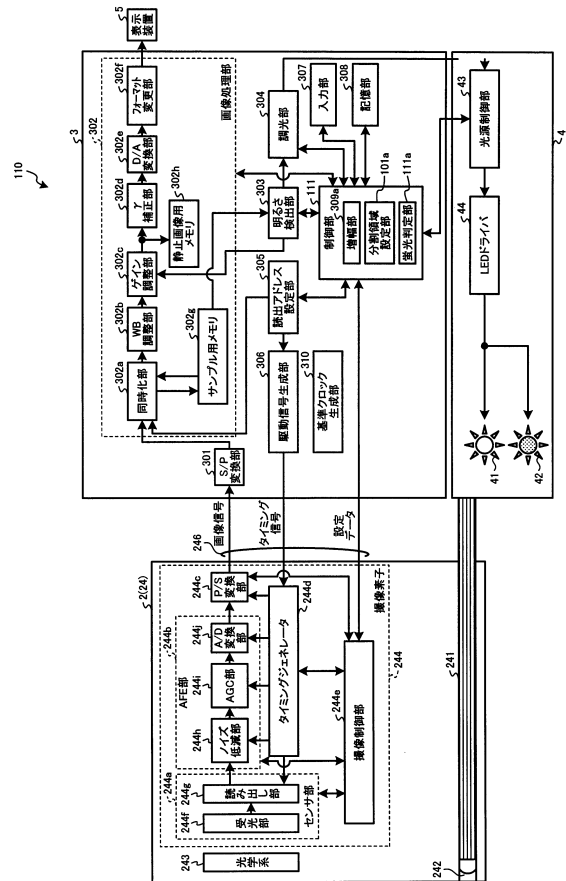
【図 6】



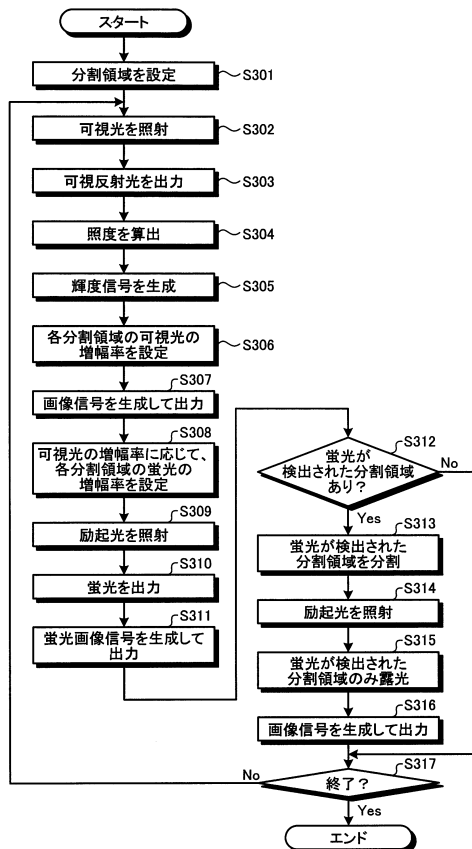
【図 7】



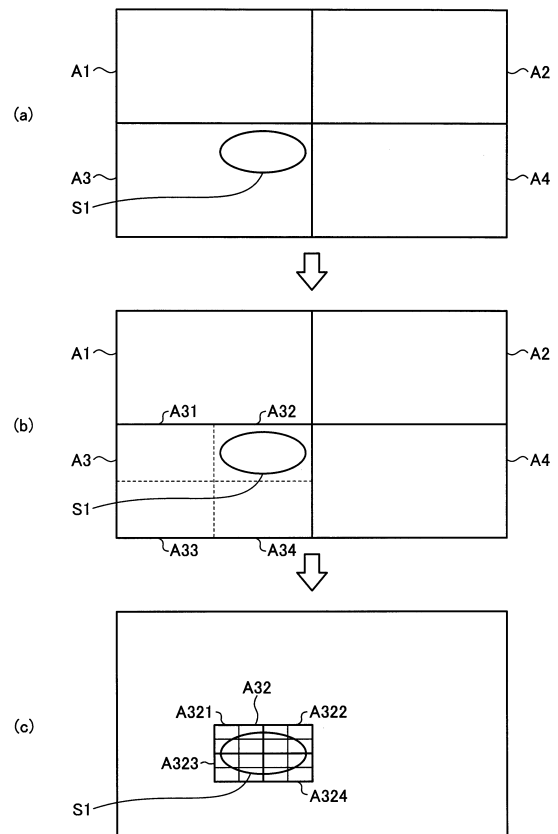
【図 8】



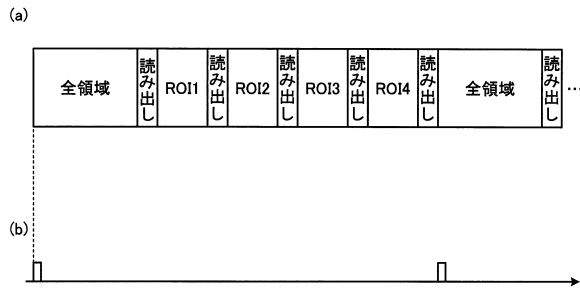
【図 9】



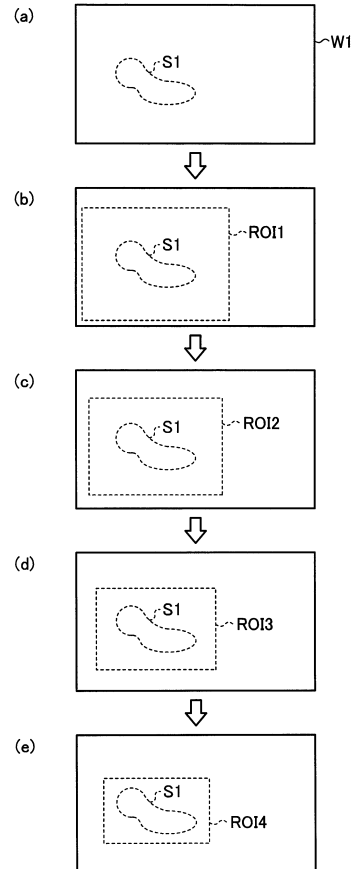
【図 10】



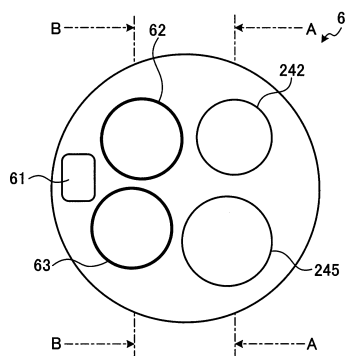
【図 1 1】



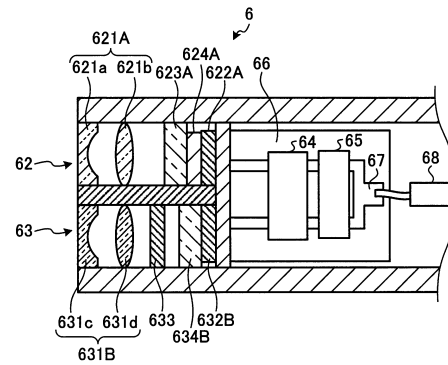
【図 1 2】



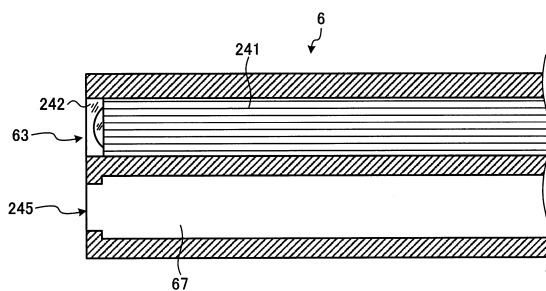
【図 1 3】



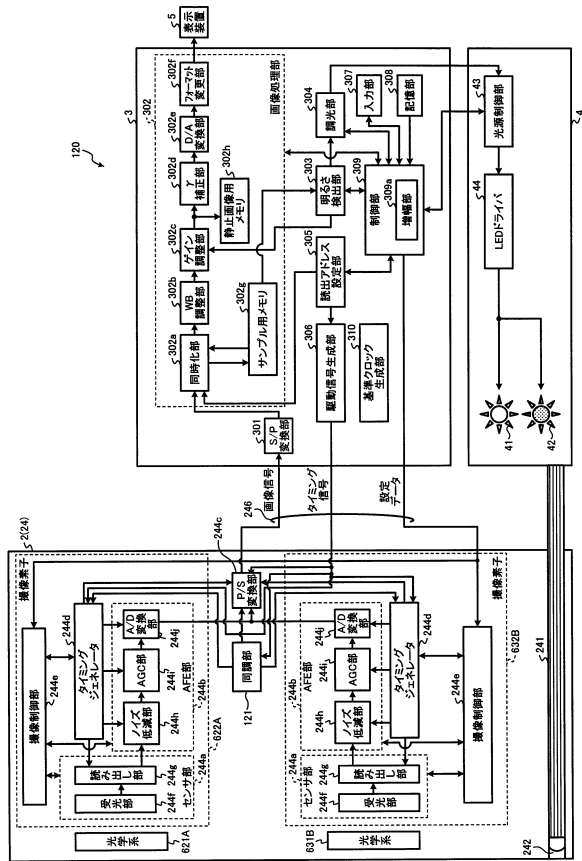
【図 1 5】



【図 1 4】



【図 16】



フロントページの続き

(72)発明者 大野 渉

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

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特許第5200200(JP, B2)

特開2009-95566(JP, A)

特開2009-95525(JP, A)

特開2011-250925(JP, A)

特開2009-279172(JP, A)

特許第5245022(JP, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	撮像装置		
公开(公告)号	JP5669997B1	公开(公告)日	2015-02-18
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		
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		
[标]发明人	竹腰 聡 武井 俊二 山崎 健二 大野 渉		
发明人	竹腰 聡 武井 俊二 山崎 健二 大野 渉		
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		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2013160659 2013-08-01 JP		
其他公开文献	JPWO2015015839A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(ZH)提供了一种成像装置,其能够适当地观察荧光图像而不会忽略所发射的荧光。内窥镜系统1是专用光源42,该专用光源42发射激发光以朝着对象激发引入到对象中的荧光物质,并且包括与激发光不同的可见带的普通光发射到对象。朝着图像拾取装置发射的白光源41,具有图像拾取表面的图像拾取装置244,该图像拾取表面拾取被激发光或普通光照射的被摄体的光学图像并在普通光的照射下产生光学图像的图像信号。基于图像传感器244生成的图像信号,亮度检测单元303生成指示亮度的亮度信号,并且根据由亮度检测单元303生成的亮度信号生成具有放大倍数的激发光的照明。放大单元309a设置由图像传感器244生成的图像信号的放大倍数。

图 2】

