

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5815162号
(P5815162)

(45) 発行日 平成27年11月17日(2015.11.17)

(24) 登録日 平成27年10月2日(2015.10.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 9 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2015-518175 (P2015-518175)
 (86) (22) 出願日 平成26年4月28日(2014.4.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/061858
 (87) 国際公開番号 W02014/188852
 (87) 国際公開日 平成26年11月27日(2014.11.27)
 審査請求日 平成27年4月16日(2015.4.16)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-106329 (P2013-106329)
 (32) 優先日 平成25年5月20日(2013.5.20)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 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 橋本 秀範
 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 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 小田倉 直人

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】

被写体に対して照明光を照射して該被写体で反射した光学像を撮像して、1フレーム期間あたり複数枚の前記被写体の画像信号を生成することが可能な撮像素子を備え、前記画像信号に所定の画像処理を行う制御装置に通信可能に接続された撮像装置であって、

当該撮像装置に接続された前記制御装置から送信された前記制御装置の種別を表す識別情報に基づいて、前記制御装置が1フレーム期間あたり複数枚の前記被写体の画像をあらわす画像信号を処理する第1の観察方式に対応したものか、または前記制御装置が1フレーム期間あたり1枚の前記被写体の画像をあらわす画像信号を処理する第2の観察方式に対応したものか、のいずれかを判定する観察方式判定部と、

前記観察方式判定部によって当該撮像装置に接続された前記制御装置が前記第2の観察方式に対応したものであると判定された場合、前記制御装置に単位時間当たり送信する前記画像信号のデータ量を表す伝送レートが、前記第2の観察方式に対応した前記制御装置において受信可能な伝送レートとなるように単位時間当たり送信する前記画像信号のデータ量を削減させて前記制御装置に送信するデータ削減部と、

を備えたことを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

前記データ削減部は、前記撮像素子による撮像領域を小さくして前記画像信号のデータ量を削減することによって前記伝送レートを低減させることを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。

10

20

【請求項 3】

前記データ削減部は、前記撮像素子の撮像領域から前記画像信号を読み出す読み出し領域を間引くことにより、前記伝送レートを低減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 4】

前記データ削減部は、前記画像信号のデータ列を間引くことによってビット数を小さくして前記伝送レートを低減させることを特徴とする請求項 3 に記載の撮像装置。

【請求項 5】

前記撮像素子は、前記光学像を露光して前記画像信号を生成する露光期間と、該画像信号を前記撮像素子から読み出すための読み出し期間とを交互に繰り返すものであり、

10

前記データ削減部は、前記読み出し期間において前記撮像素子から読み出された前記画像信号を、データ量を削減することなく、前記読み出し期間および該読み出し期間に連続した前記露光期間中に前記制御装置へ伝送することによって、前記伝送レートを低減させることを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 6】

前記データ削減部は、前記画像信号のデータに対して所定の画像圧縮形式に従った圧縮処理を施すことにより、前記画像信号のデータ量を削減することを特徴とする請求項 3 に記載の撮像装置。

【請求項 7】

前記観察方式判定部は、前記制御装置の識別情報に基づいて、前記制御装置が前記第 2 の観察方式としての白色光で照射された前記被写体を撮像することにより前記被写体の画像信号を生成する同時式であるか否かを判定し、

20

前記データ削減部は、前記観察方式判定部によって前記制御装置が前記同時式であると判定された場合、前記第 1 の観察方式の場合に比して前記画像信号のデータ量を削減して前記制御装置に送信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 8】

前記撮像素子と前記データ削減部とを含む先端部と、
各種の操作を指示する指示信号の入力を受け付ける操作部と、
前記制御装置に接続され、前記データ削減部を含む接続部と、
をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

30

【請求項 9】

前記撮像素子と、前記データ削減部とを含む先端部と、
前記制御装置に接続する接続部と、
を備えた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、撮像用の複数の画素のうち読み出し対象として任意に指定された画素から光電変換後の電気信号を画像情報として出力可能である撮像素子を備えた撮像装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、患者等の被検体の臓器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、例えば可撓性を有する細長形状をなし、被検体の体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の先端に設けられて体内画像を撮像する撮像部と、撮像部が撮像した体内画像を表示可能な表示部とを有する。内視鏡システムを用いて体内画像を取得する際には、被検体の体腔内に挿入部を挿入した後、この挿入部の先端から体腔内の生体組織に白色光等の照明光を照射し、撮像部が体内画像を撮像する。医師等のユーザは、表示部が表示する体内画像に基づいて被検体の臓器の観察を行う。

【0003】

50

内視鏡システムを用いて観察を行う場合、複数の種類の照明を所定のタイミングで切り替える場合がある。このような照明方式として、たとえば、赤（Ｒ）、緑（Ｇ）、青（Ｂ）の三色成分の照明光を順次切り替える面順次式が知られている（特許文献１を参照）。この技術では、撮像素子としてＣＣＤ（Charge Coupled Device）イメージセンサを用いることにより、順次切り替わる照明光の下での画像の撮像を個別に行っている。

【０００４】

また、撮像素子の受光部の前面にカラーフィルタを設け、白色光の照明光の下で撮像を行う同時式が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【０００５】

【特許文献１】特開２００６－２８８７５３号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

ところで、従来の内視鏡システムでは、照明方式に応じて異なる制御装置（プロセッサ）を用いなければならなかった。さらに、面順次式および同時式それぞれの内視鏡は、制御装置に伝送する画像信号のデータ量が異なるため、伝送レートを共通化することができなかった。このため、面順次式および同時式に対応可能な撮像装置が求められていた。

【０００７】

20

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、照明方式によらず、画像信号を伝送する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】

【０００８】

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、被写体に対して波長が異なる光を順次照射して該被写体で反射した光学像を撮像して該被写体の画像信号を生成する撮像素子を備え、前記画像信号に所定の画像処理を行う制御装置に通信可能に接続され、双方向に通信を行う面順次式の撮像装置であって、当該撮像装置に接続された前記制御装置の識別情報に基づいて、前記制御装置に送信する前記画像信号のデータ量を制御するデータ制御部と、を備えたことを特徴とする。

30

【０００９】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記制御装置に送信する前記画像信号のデータ量を削減するデータ削減部をさらに備え、前記データ制御部は、前記制御装置の識別情報に基づいて、前記画像信号のデータを前記データ削減部に削減させて前記制御装置に送信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、前記データ削減部は、前記撮像素子による撮像領域を小さくして前記画像信号のデータ量を削減することを特徴とする。

【００１１】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記データ削減部は、前記撮像素子の撮像領域から前記画像信号を読み出す読み出し領域を間引くことにより、前記画像信号のデータ量を削減することを特徴とする。

40

【００１２】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記データ削減部は、前記画像信号のデータ列を間引くことによってビット数を小さくして前記画像信号のデータ量を削減することを特徴とする。

【００１３】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記データ削減部は、前記画像信号のデータに対して単位時間あたりのデータ量を削減することにより、前記画像信号のデータ量を削減することを特徴とする。

50

【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記データ削減部は、前記画像信号のデータに対して所定の画像圧縮形式に従った圧縮処理を施すことにより、前記画像信号のデータ量を削減することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記制御装置の識別情報に基づいて、前記制御装置が白色光で照射された前記被写体を撮像することにより前記被写体の画像信号を生成する同時式であるか否かを判定する観察方式判定部をさらに備え、前記データ制御部は、前記観察方式判定部によって前記制御装置が前記同時式であると判定された場合、前記データ削減部に前記面順次式に比して前記画像信号のデータ量を削減させて前記制御装置に送信することを特徴とする。

10

【 0 0 1 6 】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記撮像素子と前記データ制御部とを含む先端部と、各種の操作を指示する指示信号の入力を受け付ける操作部と、前記制御装置に接続され、前記データ削減部を含む接続部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

また、本発明にかかる撮像装置は、上記発明において、前記撮像素子と、前記データ制御部と、前記データ削減部とを含む先端部と、前記制御装置に接続する接続部と、を備えたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 8 】

本発明にかかる撮像装置によれば、撮像装置に接続された制御装置の識別情報に基づいて、制御装置に伝送する画像信号のデータ量を制御する制御部を備えるので、制御装置の種別に関わらず、画像信号を伝送することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【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 の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。

30

【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の内視鏡が実行する面順次式の画像取得方法の概要を模式的に示す図である。

【図 5】図 5 は、同時式の内視鏡による画像取得方法の概要を模式的に示す図である。

【図 6】図 6 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可能な画像取得方法の概要と制御装置に送信する画像信号のデータ量との関係を模式的に示す図である。

【図 7】図 7 は、本発明の実施の形態 1 にかかる送信方法の切り替えによるセンサ部から画像信号を読み出す読み出し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 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。

40

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 1 にかかる別の送信方法の切り替えによるセンサ部から画像信号を読み出す読み出し領域を模式的に示す図である。

【図 10】図 10 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 11】図 11 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 12】図 12 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 13】図 13 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可能な画像取

50

得方法の概要と制御装置に送信する画像信号のデータ量との関係を模式的に示す図である。

【図１４】図１４は、本発明の実施の形態３の変形例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１５】図１５は、本発明の実施の形態４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１６】図１６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概要を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００２０】

10

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、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

【００２１】

（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写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画像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を発生する光源装置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。

20

【００２２】

内視鏡２は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部２１と、挿入部２１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２２と、操作部２２から挿入部２１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２３と、を備える。

【００２３】

30

挿入部２１は、後述する撮像素子を内蔵した先端部２４と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部２５と、湾曲部２５の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部２６と、を有する。

【００２４】

図２は、先端部２４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２４は、グ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２４１と、ライトガイド２４１の先端に設けられた照明レンズ２４２と、集光用の光学系２４３と、光学系２４３の結像位置に設けられ、光学系２４３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２４４と、内視鏡２用の処置具が通る処置具チャンネル２４５と、を有する。

40

【００２５】

光学系２４３は、少なくともレンズ２４３ａおよびレンズ２４３ｂからなる。なお、光学系２４３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。

【００２６】

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からの光学像を光電変換して電気信号を出力するセンサ部２４４ａと、センサ部２４４ａ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２４４ｂ（以下、「ＡＦＥ部２４４ｂ」という）と、ＡＦＥ部２４４ｂが出力したデジタル

50

信号をパラレル／シリアル変換するP／S変換部244cと、センサ部244aの駆動タイミング、AFE部244bおよびP／S変換部244c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244dと、撮像素子244の動作を制御する撮像制御部244e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。

【0027】

センサ部244a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244fと、受光部244f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244gと、を有する。

10

【0028】

AFE部244b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244h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244iと、AGC部244i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244jと、を有する。ノイズ低減部244h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。

【0029】

撮像制御部244e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244の各種動作を制御する。撮像制御部244eは、CPU(Central Processing Unit)等を用いて構成される。撮像制御部244eは、データ制御部244kと、観察方式判定部244lと、を有する。

20

【0030】

データ制御部244kは、制御装置3から受信した設定データに基づいて、制御装置3に伝送する画像信号のデータ量を制御する。具体的には、データ制御部244kは、制御装置3から受信した設定データに基づいて、読み出し部244gが読み出す領域を設定する。ここで、設定データには、制御装置3の識別情報および面順次式または同時式の観察方式を示す観察情報、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等が含まれる。たとえば、データ制御部244kは、後述する観察方式判定部244lの判定結果に基づいて、読み出し部244gが受光部244fから画像情報を読み出す読み出し領域を、面順次式に比して読み出し領域を小さくすることにより、センサ部244aが出力する画像信号のデータ量を削減する。すなわち、読み出し部244gが本実施の形態1にかかるデータ削減部として機能する。

30

【0031】

観察方式判定部244lは、制御装置3から受信した設定データに含まれる制御装置3の識別情報に基づいて、制御装置3が白色光で照射された被写体を撮像することにより被写体の画像信号を生成する同時式であるか否かを判定する。なお、観察方式判定部244lは、制御装置3から受信した設定データに基づいて、他の観察方式、たとえば面順次式等を判定してもよい。

40

【0032】

基板244Sに設けられる電極244E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。

【0033】

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理具を挿入する処置具挿入部2

50

22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245aから表出する。

【0034】

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は、光源装置4に着脱自在なコネクタ部27(図1を参照)を有する。コネクタ部27は、コイル状のコイルケーブル27aが延設し、コイルケーブル27aの延出端に制御装置3と着脱自在な電気コネクタ部28を有する。コネクタ部27は、内部にFPGA(Field Programmable Gate Array)271を有する。

10

【0035】

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、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。なお、本実施の形態1では、制御装置3として面順次の構成を例に説明するが、同時式であっても適用することができる。

【0036】

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。

20

【0037】

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。

【0038】

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。

30

【0039】

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。

【0040】

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。

40

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

50

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。

【0044】

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。

【0045】

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、この設定した条件を含む光源同期信号を光源装置 4 へ送信する。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

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。

【0049】

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。また、記憶部 308 は、制御部 309 の識別情報および観察情報を記憶する。ここで、識別情報には、制御部 309 の固有情報 (ID)、年式、制御部 309 のスペック情報および伝送レート情報が含まれる。

【0050】

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。

【0051】

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。

【0052】

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、光源 41 と、LED (Light Emitting Diode) ドライバ 42 と、回転フィルタ 43 と、駆動部 44 と、駆動ドライバ 45 と、光源制御部 46 と、を備える。

【0053】

光源 41 は、白色 LED またはキセノンランプ等を用いて構成され、光源制御部 46 の制御のもと、白色光を発生する。LED ドライバ 42 は、光源 41 に対して光源制御部 46 の制御のもとで電流を供給することにより、光源 41 に白色光を発生させる。光源 41 が発生した光は、回転フィルタ 43 および集光レンズ (図示せず) およびライトガイド 2

10

20

30

40

50

４１を經由して先端部２４の先端から照射される。

【００５４】

回転フィルタ４３は、光源４１が発した白色光の光路上に配置され、回転することにより、光源４１が発する白色光を所定の波長帯域を有する光のみを透過させる。具体的には、回転フィルタ４３は、赤色光（Ｒ）、緑色光（Ｇ）、青色光（Ｂ）および白色光それぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ４３１、緑色フィルタ４３２、青色フィルタ４３３および透明フィルタ４３４を有する。回転フィルタ４３は、回転することにより、赤、緑、青および白の波長帯域を有する光を順次透過させる（例えば、赤：６００ｎｍ～７００ｎｍ、緑：５００ｎｍ～６００ｎｍ、青：４００ｎｍ～５００ｎｍ、白：４００ｎｍ～７００ｎｍ）。これにより、光源４１が発する白色光は、狭帯域化した赤色光、緑色光、青色光および白色光のいずれかの光を内視鏡２に順次出射することができる。

10

【００５５】

駆動部４４は、ステッピングモータやＤＣモータ等を用いて構成され、回転フィルタ４３を回転動作させる。駆動ドライバ４５は、光源制御部４６の制御のもと、駆動部４４に所定の電流を供給する。

【００５６】

光源制御部４６は、調光部３０４から送信された光源同期信号にしたがって光源４１に供給する電流量を制御する。また、光源制御部４６は、制御部３０９の制御のもと、駆動ドライバ４５を介して駆動部４４を駆動することにより、回転フィルタ４３を回転させる。

20

【００５７】

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、液晶または有機ＥＬ（Electro Luminescence）を用いて構成される。

【００５８】

以上の構成を有する内視鏡システム１が実行する画像取得方法について説明する。図４は、本実施の形態１にかかる内視鏡システム１の内視鏡２が実行する面順次式の画像取得方法の概要を模式的に示す図である。図５は、同時式の内視鏡２による画像取得方法の概要を模式的に示す図である。

【００５９】

図４に示すように、内視鏡システム１の内視鏡２は、上述したように所定のタイミングで波長が異なる照明光を照射し、この照明光に同期して反射光を順次撮像する面順次式である。このため、図４に示すように、内視鏡２は、１フレームの生体画像の画像信号を出力する場合、センサ部２４４ａから読み出す回数が同時式の１回に対して（図５を参照）、３回必要になり（赤、緑および青それぞれを撮像）、同時式と比べて制御装置３に伝送する伝送データ量も多くなる（約３倍）。この結果、本実施の形態１の内視鏡システム１の内視鏡２で制御装置３に画像信号を送信する場合において、制御装置３が同時式のみに対応可能であるとき、伝送する画像信号のデータ量および伝送レートが異なるので、制御装置３の処理能力および画像信号の分解能が低下する。

30

【００６０】

そこで、本実施の形態１にかかる内視鏡システム１の内視鏡２は、データ制御部２４４ｋが制御装置３から受信した設定データに含まれる識別情報および観察情報に基づいて、センサ部２４４ａから画像情報を読み出す読み出し領域を切り替えることで、制御装置３に送信する画像信号のデータ量を削減する。

40

【００６１】

図６は、本実施の形態１にかかる内視鏡システム１が実行可能な画像取得方法の概要と制御装置３に送信する画像信号のデータ量との関係を模式的に示す図である。撮像素子２４４は、上述したようにＣＭＯＳイメージセンサであり、フォーカルプレーン方式の電子シャッター（ローリングシャッター）が採用される。このため、撮像素子２４４は、複数のフレームを連続的に撮像する場合、蓄積された電荷の読み出しを１つの水平ラインごとに順

50

次行う。この結果、撮像素子 2 4 4 で最初に読み出す水平ラインと、最後に読み出す水平ラインとでは時間差が生じる。また、図 6 において、図 6 (a) が撮像素子 2 4 4 の撮像タイミングと照明光との関係を示し、図 6 (b) が面順次式に対応可能な制御装置 3 に画像信号を送信する際のデータ量を示し、図 6 (c) が同時式に対応可能な制御装置 3 に画像信号を送信する際のデータ量を示す。なお、図 6 (a) において、縦軸が撮像素子 2 4 4 の水平ライン (行) を示し、横軸が時間を示す。さらに、図 6 (b) , (c) において、縦軸が画像信号を送信するデータ量を示し、横軸が時間を示す。

【 0 0 6 2 】

図 6 (a) に示す場合、光源装置 4 は、たとえば赤→緑→青の照明光を所定のタイミングごとに順次照射する。この際、撮像素子 2 4 4 は、光源装置 4 が照明光を照射して終了した直後に、画面上部の水平ラインからスタートして順次下方の水平ラインへと画素の読み出しを行う。このため、図 6 (b) に示すように、内視鏡 2 の撮像素子 2 4 4 が送信するデータのデータ量が大きくなる。そこで、図 7 に示すように、データ制御部 2 4 4 k は、制御装置 3 が同時式の場合、読み出し部 2 4 4 g がセンサ部 2 4 4 a から画像情報を読み出す読み出し領域を、面順次式に対応可能な制御装置 3 の読み出し領域よりも小さくする切り替えを行うことによって、センサ部 2 4 4 a に撮像させる。これにより、図 6 (c) に示すように、内視鏡 2 は、制御装置 3 に送信する画像情報のデータ量を削減することにより、制御装置 3 で対応可能な観察方式に関わらず、伝送レートおよび制御装置 3 を共通化することができる。

【 0 0 6 3 】

つぎに、本実施の内視鏡システム 1 が実行する処理について説明する。図 8 は、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 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、以下の処理は、内視鏡 2 が制御装置 3 に接続された直後、内視鏡システム 1 に電源が投入された後の初期動作時、施術者が内視鏡システム 1 を用いて被検体の検査を開始する前、または被検体の検査間に所定のタイミングごとに行われる。

【 0 0 6 4 】

図 8 に示すように、撮像制御部 2 4 4 e は、制御装置 3 から設定データを受信したか否かを判定する (ステップ S 1 0 1)。制御装置 3 から設定データを受信した場合 (ステップ S 1 0 1 : Y e s)、撮像制御部 2 4 4 e は、ステップ S 1 0 2 へ移行する。これに対して、制御装置 3 から設定データを受信していない場合 (ステップ S 1 0 1 : N o)、撮像制御部 2 4 4 e は、この判断を続ける。

【 0 0 6 5 】

続いて、データ制御部 2 4 4 k は、観察方式判定部 2 4 4 l が制御装置 3 から受信した設定データに基づいて、制御装置 3 が面順次式の観察方法に対応可能であると判定し (ステップ S 1 0 2 : Y e s)、かつ、画像信号を伝送する伝送路 (伝送レート) が対応可能であると判定した場合 (ステップ S 1 0 3 : Y e s) において、制御装置 3 が対応可能であると判定したとき (ステップ S 1 0 4 : Y e s)、データ制御部 2 4 4 k は、センサ部 2 4 4 a が生成した画像信号の送信を行い (ステップ S 1 0 5)、本処理を終了する。

【 0 0 6 6 】

これに対して、データ制御部 2 4 4 k は、観察方式判定部 2 4 4 l が制御装置 3 から受信した設定データに基づいて、制御装置 3 が面順次式の観察方法に対応可能でないと判定した場合 (ステップ S 1 0 2 : N o)、画像信号を伝送する伝送路が対応可能でないと判定した場合 (ステップ S 1 0 3 : N o)、および制御装置 3 が対応可能でないと判定した場合 (ステップ S 1 0 4 : N o)、読み出し部 2 4 4 g がセンサ部 2 4 4 a から読み出す読み出し領域を小さくして画像信号のデータ量を削減して制御装置 3 に送信する送信方法に切り替える (ステップ S 1 0 6)。その後、データ制御部 2 4 4 k は、ステップ S 1 0 5 へ移行する。

【 0 0 6 7 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、データ制御部 2 4 4 k が制御装置 3 から受信した設定データに含まれる識別情報および観察情報に基づいて、読み出し部 2 4 4 g がセン

サ部 2 4 4 a から画像情報を読み出す読み出し領域（撮像領域）を、同時式の読み出し領域（撮像領域）よりも小さくしてセンサ部 2 4 4 a に撮像させる。これにより、内視鏡 2 は、制御装置 3 に伝送する画像情報のデータ量を削減することができる。この結果、内視鏡 2 は、制御装置 3 で対応可能な観察方式に関わらず、伝送レートおよび制御装置 3 を共通化して画像信号を伝送することができる。

【 0 0 6 8 】

さらに、本実施の形態 1 によれば、観察方式判定部 2 4 4 l が制御装置 3 の識別情報を判定して、データ制御部 2 4 4 k が送信する画像信号のデータ量を調整するので、新しい世代の制御装置 3 と古い世代の制御装置 3 であっても、伝送レートを共通化して画像信号を送信することができる。

10

【 0 0 6 9 】

なお、本実施の形態 1 では、データ制御部 2 4 4 k が制御装置 3 から受信した設定データに含まれる識別情報および観察情報に応じて、センサ部 2 4 4 a から読み出す読み出し領域を切り替えていたが、たとえば、センサ部 2 4 4 a から読み出す読み出し領域のラインを間引きながら画像情報のデータ量を削減してもよい。具体的には、図 9 に示すように、データ制御部 2 4 4 k は、制御装置 3 から受信した設定データに含まれる識別情報および観察情報に基づいて、たとえば制御装置 3 が同時式にのみ対応可能である場合、センサ部 2 4 4 a の読み出す読み出し領域を、同時式の読み出し領域に対応可能に画像信号のデータ量を削減する。具体的には、図 9 (a) および (b) に示すように、データ制御部 2 4 4 k は、読み出し部 2 4 4 g がセンサ部 2 4 4 a から読み出す読み出し領域の水平ラインを等間隔ごとに間引くことによって、センサ部 2 4 4 a に撮像させる。これにより、内視鏡 2 は、制御装置 3 に送信する画像情報のデータ量を削減することにより、制御装置 3 に対応可能な観察情報および伝送路の伝送種別に関わらず、伝送路および制御装置 3 を共通化することができる。

20

【 0 0 7 0 】

（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、上述した実施の形態と同様の構成を有し、内視鏡システムの内視鏡が実行する処理が異なる。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 1 】

図 1 0 は、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システム 1 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 0 1 ～ステップ S 2 0 5 は、図 8 のステップ S 1 0 1 ～ステップ S 1 0 5 にそれぞれ対応する。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 0 6 において、データ制御部 2 4 4 k は、画像信号のデータ列を間引くことによってビット数を削減して制御装置 3 に送信する送信方法に切り替える。具体的には、データ制御部 2 4 4 k は、観察方式判定部 2 4 4 l の判定結果に基づいて、たとえば制御装置 3 が同時式にのみ対応可能である場合、A / D 変換部 2 4 4 j で変換される画像信号のデータのビット数を、同時式に対応可能な画像信号のデータのビット数に削減する。たとえば、データ制御部 2 4 4 k は、A / D 変換部 2 4 4 j が変換する画像信号のデータのビット数を 1 0 ビットから 8 ビットに削減する。これにより、内視鏡 2 は、制御装置 3 に伝送する画像信号のデータ量を削減することにより、制御装置 3 に対応可能な観察方法および種別や性能に関わらず、伝送レートおよび制御装置 3 を共通化することができる。ステップ S 2 0 6 の後、内視鏡システム 1 は、ステップ S 2 0 5 へ移行する。なお、本実施の形態 2 では、A / D 変換部 2 4 4 j がデータ削減部として機能する。

40

【 0 0 7 4 】

以上説明した本実施の形態 2 では、データ制御部 2 4 4 k が制御装置 3 から受信した設

50

定データに基づいて、センサ部 244a によって生成されたアナログの画像信号をデジタルの画像信号に変換する A/D 変換部 244j に対して、画像信号のデータ列を間引くことにより画像信号のデータのビット数を削減して送信する送信方法に切り替える。これにより、内視鏡 2 は、制御装置 3 に伝送する画像信号のデータ量を削減することにより、制御装置 3 に対応可能な観察方法および種別や性能に関わらず、伝送路および制御装置 3 を共通化することができる。

【0075】

なお、上述した実施の形態 2 では、撮像制御部 244e が A/D 変換部 244j が変換するビット数の分解能を低下させることにより、画像信号を伝送するデータ量を削減していたが、たとえば、内視鏡 2 を制御装置 3 に接続するコネクタ部 27 内に設けられた FPGGA 271 でビット数を間引く切り替えを行ってもよい。これにより、内視鏡 2 から制御装置 3 に伝送される直前に画像信号のデータ量を削減することができる。

【0076】

(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、上述した実施の形態と内視鏡の撮像素子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も異なる。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構成を説明後、本実施の形態 3 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、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0077】

図 11 は、本実施の形態 3 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 11 に示す内視鏡システム 100 は、内視鏡 2 の先端部 24 に撮像素子 60 を備える。

【0078】

撮像素子 60 は、センサ部 244a と、AFE 部 244b と、P/S 変換部 244c と、タイミングジェネレータ 244d と、撮像制御部 244e と、スイッチ部 61 と、データ削減部 62 と、を備える。

【0079】

スイッチ部 61 は、半導体スイッチ等を用いて構成される。スイッチ部 61 は、撮像制御部 244e の制御のもと、AFE 部 244b から出力される画像信号の伝送路を切り替える。たとえば、スイッチ部 61 は、AFE 部 244b から出力される画像信号の伝送路をデータ削減部 62 が設けられた伝送路に切り替える。

【0080】

データ削減部 62 は、画像信号のデータに対して平準化を行うことによって、一度に伝送するデータ量を削減する。具体的には、データ削減部 62 は、画像信号のデータに対して単位時間あたりに送信するデータ量を削減することにより、送信する画像信号のデータ量を削減する。データ削減部 62 は、一部メモリを用いて構成される。

【0081】

このように構成された内視鏡システム 100 が実行する処理について説明する。図 12 は、本実施の形態 3 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。

【0082】

ステップ S301 ~ ステップ S305 は、図 8 のステップ S101 ~ ステップ S105 にそれぞれ対応する。

【0083】

ステップ S306 において、データ制御部 244k は、スイッチ部 61 を切り替えることにより、AFE 部 244b が出力する画像信号の伝送路をデータ削減部 62 が設けられた伝送路に切り替えて画像信号のデータを平準化して送信する送信方法に切り替える。

【0084】

ここで、データ制御部 244k が切り替える送信方法について説明する。図 13 は、本

10

20

30

40

50

実施の形態 3 にかかる内視鏡システム 100 が実行可能な画像取得方法の概要と内視鏡 2 から制御装置 3 に伝送する画像信号のデータ量との関係を模式的に示す図である。図 13 において、図 13 (a) が撮像素子 60 の撮像タイミングと照明光との関係を示し、図 13 (b) が面順次に対応可能な制御装置 3 に画像信号を送信する際のデータ量を示し、図 13 (c) が同時式に対応可能な制御装置 3 に画像信号を送信する際のデータ量を示す。なお、図 13 (a) において、縦軸が撮像素子 60 の水平ライン (行) を示し、横軸が時間を示す。さらに、図 13 (b), (c) において、縦軸が画像信号のデータ量を示し、横軸が時間を示す。

【0085】

図 13 (a) に示す場合、光源装置 4 は、照明光を所定のタイミングごとに順次照射する。この場合、撮像素子 60 は、光源装置 4 が照明光を照射して終了した直後に、画面上部の水平ラインからスタートして順次下方の水平ラインへと画素の読み出しを行う。このため、図 13 (b) に示すように、内視鏡 2 の撮像素子 60 が出力する画像信号のデータ量が大きくなる。そこで、撮像制御部 244e は、スイッチ部 61 を介して画像信号が出力されるデータの伝送路をデータ削減部 62 側に切り替える。これにより、図 13 (c) に示すように、データ削減部 62 は、画像信号のデータ量を平準化することにより、撮像素子 60 から制御装置 3 に一度に出力するデータ量を削減することによって伝送レートを低くする。さらに、データ削減部 62 は、次のセンサ部 244a の読み出しが開始されるまでに画像信号の出力を行えばよいので、画像信号のデータ量そのものを損なうことなく、制御装置 3 に画像信号を伝送することができる。ステップ S306 の後、内視鏡システム 100 は、ステップ S305 へ移行する。

【0086】

以上説明した本実施の形態 3 によれば、データ制御部 244k が観察方式判定部 244l の判定結果に基づいて、スイッチ部 61 を介してセンサ部 244a が出力する伝送路をデータ削減部 62 が設けられた伝送路に切り替える。これにより、データ削減部 62 がセンサ部 244a から出力される画像信号のデータ量を平準化することにより、撮像素子 60 から制御装置 3 に一度に伝送するデータ量を削減することにより、伝送レートを低くすることができる。この結果、内視鏡 2 は、制御装置 3 に対応可能な観察情報および伝送路の伝送種別に関わらず、伝送路および制御装置 3 を共通化することができる。

【0087】

さらに、本実施の形態 3 によれば、データ削減部 62 がセンサ部 244a の画像信号の読み出しを開始するまでに画像信号のデータを平準化するので、画像信号のデータ量そのものを損なうことなく、制御装置 3 に画像信号を伝送することができる。

【0088】

なお、上述した実施の形態 3 では、撮像素子 244 内にデータ削減部 62 が設けられていたが、図 14 に示すように、コネクタ部 27 内に設けられた FPG A271 内にデータ削減部 62 を設けてもよい。これにより、内視鏡 2 から制御装置 3 に伝送される直前に画像信号のデータ量を削減することができる。

【0089】

(実施の形態 4)

つぎに、本発明の実施の形態 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内視鏡の撮像素子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も異なる。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の構成を説明後、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、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0090】

図 15 は、本実施の形態 4 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 15 に示す内視鏡システム 120 は、内視鏡 2 の先端部 24 に撮像素子 70 を備える。

【0091】

撮像素子 70 は、センサ部 244 a と、P / S 変換部 244 c と、タイミングジェネレータ 244 d と、撮像制御部 244 e と、スイッチ部 61 と、AFE 部 71 と、データ圧縮部 72 と、を備える。

【0092】

AFE 部 71 は、ノイズ低減部 244 h と、AGC 部 244 i と、WB 調整部 711 と、 γ 補正部 712 と、A / D 変換部 244 j と、を有する。

【0093】

WB 調整部 711 は、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、WB 調整部 711 は、画像信号に含まれる色温度に基づいて、画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。 γ 補正部 712 は、画像信号の階調補正 (γ 補正) を行う。

10

【0094】

データ圧縮部 72 は、撮像制御部 244 e の制御のもと、スイッチ部 61 を介して AFE 部 71 から入力された画像信号に対して、所定の画像圧縮形式に従って圧縮して画像信号のデータ量を削減して P / S 変換部 244 c へ出力する。ここで、所定の形式としては、J P E G (Joint Photographic Experts Group) 方式等である。

【0095】

このように構成された内視鏡システム 120 が実行する処理について説明する。図 16 は、本実施の形態 4 にかかる内視鏡システム 120 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0096】

20

ステップ S 401 ~ ステップ S 405 は、上述した図 8 のステップ S 101 ~ ステップ S 105 にそれぞれ対応する。

【0097】

ステップ S 406 において、データ制御部 244 k は、スイッチ部 61 を切り替えることにより、AFE 部 71 が出力する画像信号の伝送路をデータ圧縮部 72 が設けられた伝送路に切り替えて画像信号のデータを圧縮する送信方法に切り替える。具体的には、データ圧縮部 72 は、AFE 部 71 内で各画像処理が施された画像信号に対してデータを圧縮する処理を行うことにより、制御装置 3 に伝送する画像信号のデータを削減する。ステップ S 406 の後、内視鏡システム 120 は、ステップ S 405 へ移行する。

【0098】

30

以上説明した本実施の形態 4 によれば、撮像制御部 244 e が観察方式判定部 244 l の判定結果に基づいて、画像信号の伝送路をデータ圧縮部 72 が設けられた伝送路に切り替えることによって送信方法を切り替える。これにより、データ圧縮部 72 が画像信号のデータ量を圧縮することにより、撮像素子 70 から制御装置 3 に伝送される画像信号のデータ量を削減することができる。この結果、内視鏡 2 は、制御装置 3 に対応可能な観察方法および伝送路の伝送レートに関わらず、伝送レートおよび制御装置 3 を共通化することができる。

【0099】

(その他の実施の形態)

なお、本実施の形態では、内視鏡の先端部に 1 つの撮像素子が設けられていたが、たとえば 2 つの撮像素子を設けてもよい。

40

【0100】

また、本実施の形態では、光源装置 4 に 1 つの光源 41 が設けられていたが、たとえば赤色 LED、緑色 LED および青色 LED をそれぞれ設けてもよい。さらに、蛍光マーカを発光させる励起光を発生する特殊光源を設けてもよい。

【符号の説明】

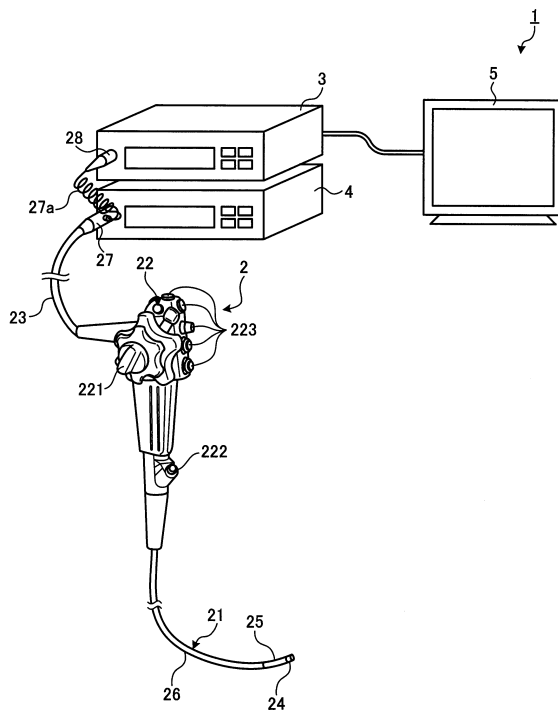
【0101】

- 1, 100, 110, 120 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 制御装置

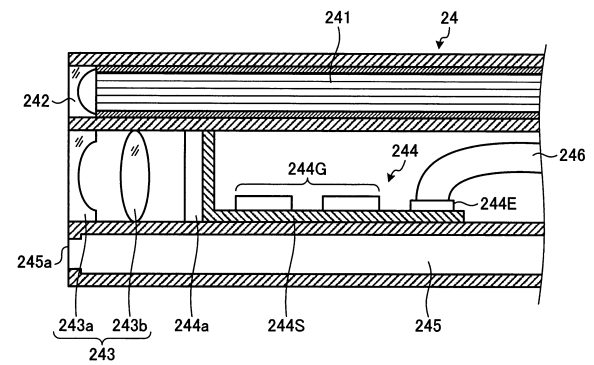
50

4	光源装置	
5	表示装置	
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	
2 7	コネクタ部	
2 8	電気コネクタ部	10
4 1	光源	
4 2	L E Dドライバ	
4 3	回転フィルタ	
4 4	駆動部	
4 5	駆動ドライバ	
4 6	光源制御部	
6 1	スイッチ部	
6 2	データ削減部	
7 2	データ圧縮部	
2 2 1	湾曲ノブ	20
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	
6 0 , 7 0 , 2 4 4	撮像素子	
2 4 4 a	センサ部	
2 4 4 b , 7 1	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	30
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変換部	
2 4 4 k	データ制御部	
2 4 4 l	観察方式判定部	
2 4 5	処置具チャンネル	
3 0 2	画像処理部	40
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	制御部	
3 1 0	基準クロック生成部	

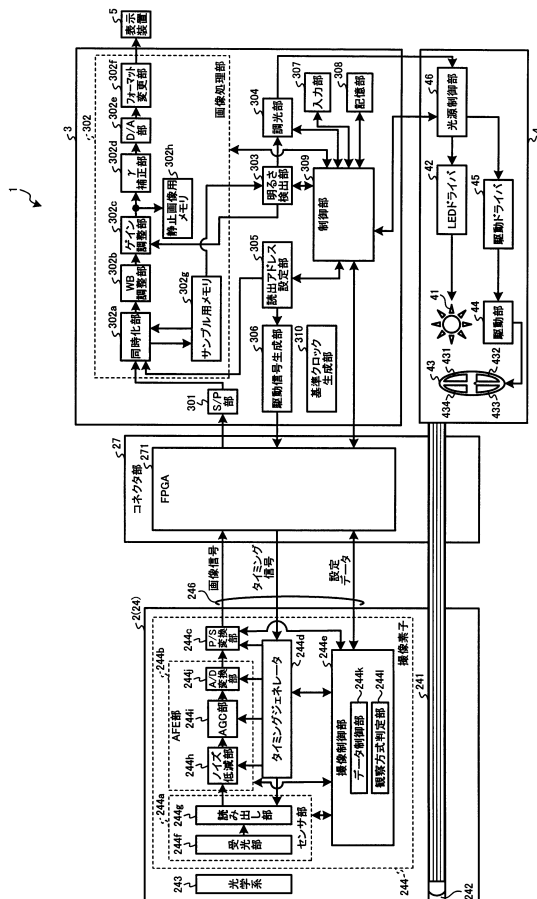
【図 1】



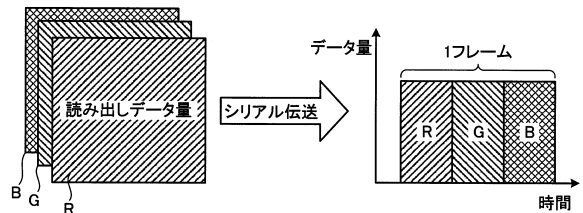
【図 2】



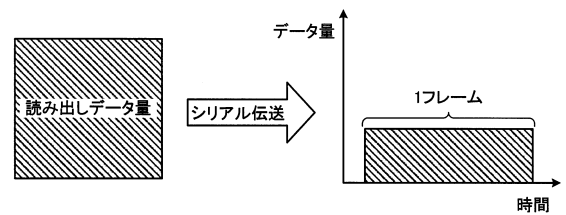
【図 3】



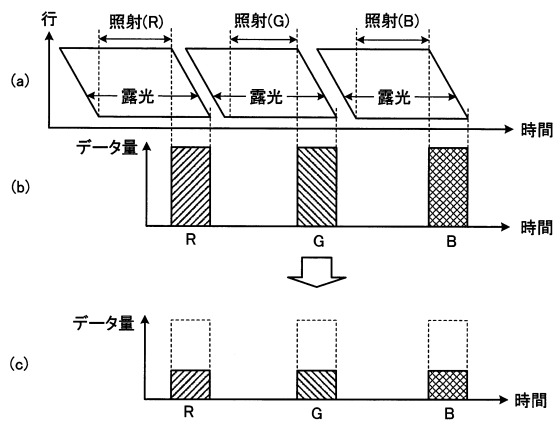
【図 4】



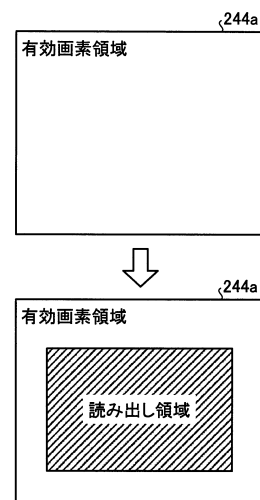
【図 5】



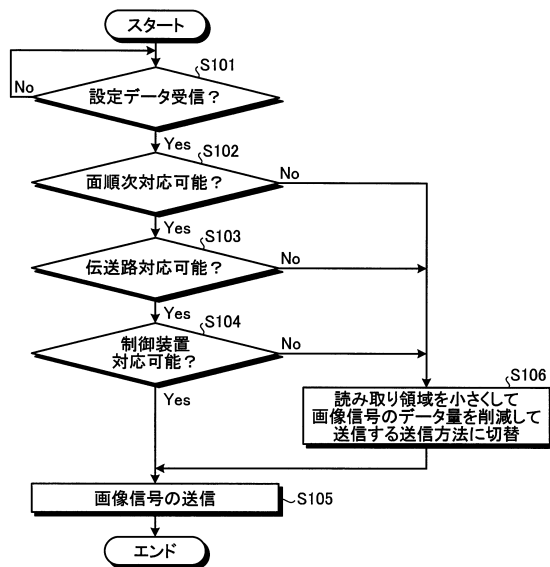
【図 6】



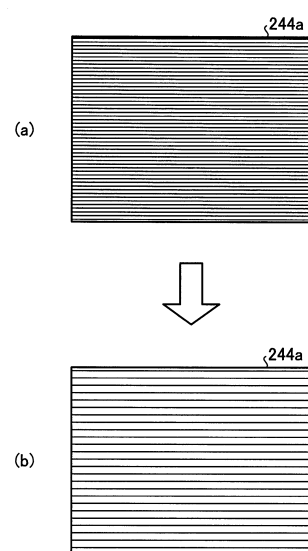
【図 7】



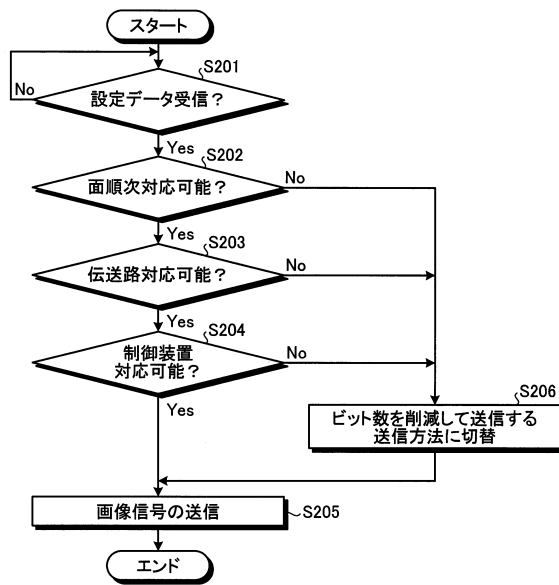
【図 8】



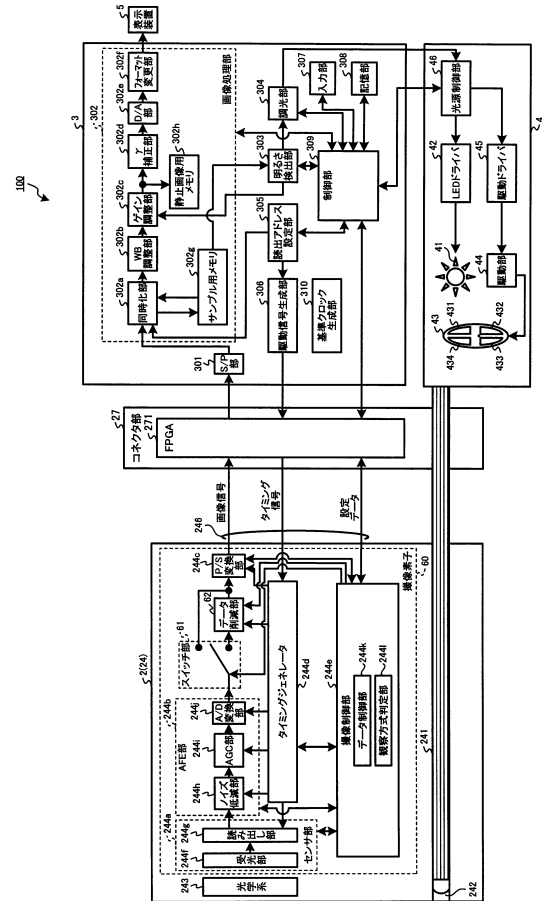
【図 9】



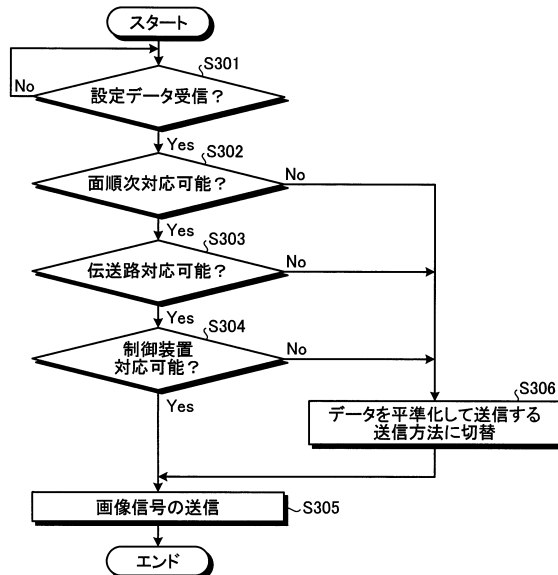
【図 10】



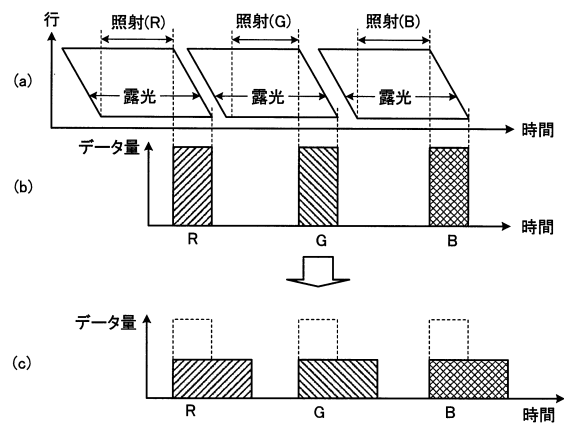
【図 11】



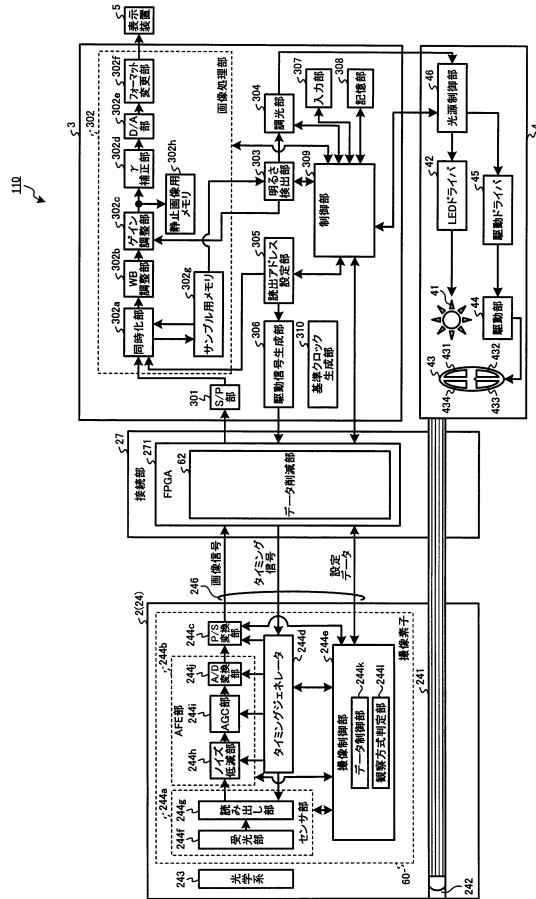
【図 12】



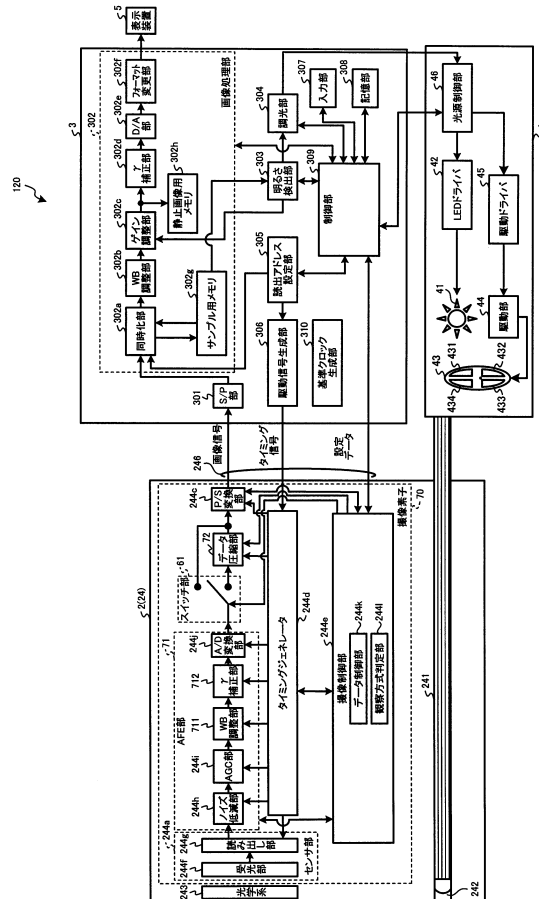
【図 13】



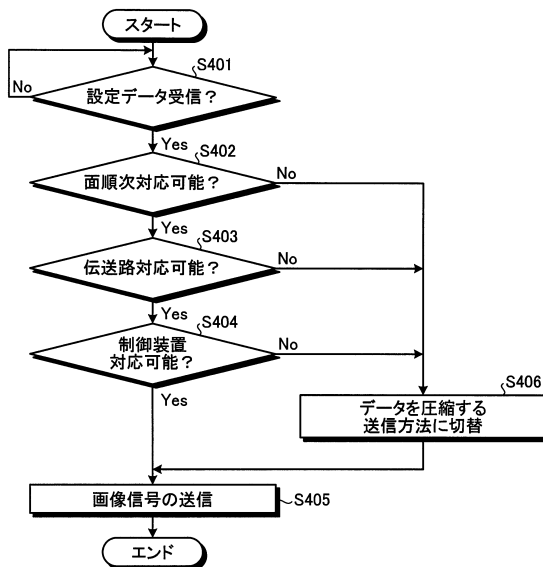
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 ㊦ 1 6 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 0 - 1 0 5 6 9 5 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 3 4 1 6 6 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 8 8 7 5 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 4

专利名称(译)	撮像装置		
公开(公告)号	JP5815162B2	公开(公告)日	2015-11-17
申请号	JP2015518175	申请日	2014-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	橋本秀範 大野 渉		
发明人	橋本 秀範 大野 渉		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00006 A61B1/00059 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/0638 A61B1/07 H04N5/23203 H04N2005/2255 H04N2209/044		
FI分类号	A61B1/04.370		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013106329 2013-05-20 JP		
其他公开文献	JPWO2014188852A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种能够发送图像信号的图像拾取装置，而与控制装置的类型无关。图像拾取元件244顺序地将具有不同波长的光照射到对象并拾取由对象反射的光学图像以生成对象的图像信号，并且包括控制装置3内窥镜2是场序型，其执行双向通信，并且基于连接到内窥镜2的控制装置3的识别信息，将要发送到控制装置3的图像信号的数据。以及用于控制数量的数据控制单元244k。

(21) 出願番号	特願2015-518175 (P2015-518175)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年4月28日 (2014. 4. 28)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/061858		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	WO2014/188852	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成26年11月27日 (2014. 11. 27)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成27年4月16日 (2015. 4. 16)	(72) 発明者	橋本 秀範
(31) 優先権主張番号	特願2013-106329 (P2013-106329)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
(32) 優先日	平成25年5月20日 (2013. 5. 20)		リンバスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	大野 渉
早期審査対象出願			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンバスメディカルシステムズ株式会社内
		審査官	小田倉 直人