

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02014/188852

発行日 平成29年2月23日 (2017. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成26年11月27日 (2014. 11. 27)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

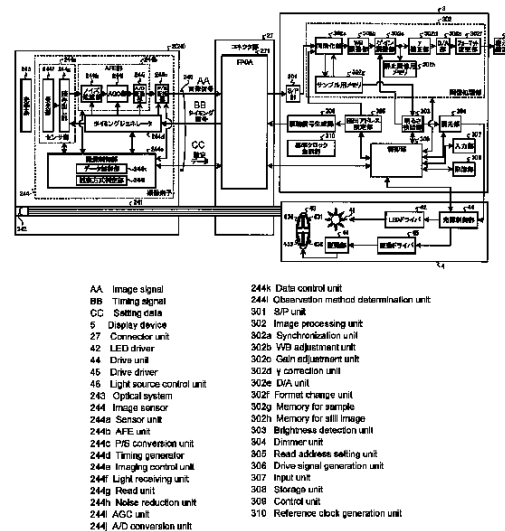
出願番号	特願2015-518175 (P2015-518175)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/061858	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日	平成26年4月28日 (2014. 4. 28)	(72) 発明者	橋本 秀範 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第5815162号 (P5815162)	(72) 発明者	大野 涉 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成27年11月17日 (2015. 11. 17)	Fターム (参考)	2H040 GA05 4C161 MM03 MM04 MM07 RR06 RR14 RR18 RR25
(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)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置

(57) 【要約】

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撮像装置を提供する。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244を備え、画像信号に所定の画像処理を行う制御装置3に接続され、双方向に通信を行う面順次方式の内視鏡2であって、内視鏡2に接続された制御装置3の識別情報に基づいて、制御装置3に伝送する画像信号のデータ量を制御するデータ制御部244kと、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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撮像装置。

【請求項 2】

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

10

、
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請求項 1 に記載の撮像装置。

【請求項 3】

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請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 4】

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請求項 2 に記載の撮像装置。

20

【請求項 5】

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請求項 4 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請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 7】

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 4 に記載の撮像装置。

30

【請求項 8】

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請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 9】

40

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請求項 2 に記載の撮像装置。

【請求項 10】

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請求項 2 に記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

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。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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。

10

【 0 0 0 3 】

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。

20

【 0 0 0 4 】

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 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 2 8 8 7 5 3 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

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。

30

【 0 0 0 7 】

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 】

【 0 0 0 8 】

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。

40

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【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の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。

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【発明の効果】

【0018】

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】

【0019】

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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】

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。

【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】

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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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 24 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。

【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。

40

50

【 0 0 3 1 】

観察方式判定部 2 4 4 1 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 2 4 4 1 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。

【 0 0 3 2 】

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。

10

【 0 0 3 3 】

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理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 3 4 】

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、を少なくともとも内蔵している。ユニバーサルコード 2 3 は、光源装置 4 に着脱自在なコネクタ部 2 7 (図 1 を参照) を有する。コネクタ部 2 7 は、コイル状のコイルケーブル 2 7 a が延設し、コイルケーブル 2 7 a の延出端に制御装置 3 と着脱自在な電気コネクタ部 2 8 を有する。コネクタ部 2 7 は、内部に F P G A (Field Programmable Gate Array) 2 7 1 を有する。

20

【 0 0 3 5 】

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。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。

30

【 0 0 3 6 】

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 7 】

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 (W B) 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。

40

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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

50

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。

【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】

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

10

20

30

40

50

撮像制御部 2 4 4 e へ送信する。

【 0 0 5 1 】

基準クロック生成部 3 1 0 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。

【 0 0 5 2 】

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 4 1 と、L E D (L i g h t E m i t t i n g D i o d e) ドライバ 4 2 と、回転フィルタ 4 3 と、駆動部 4 4 と、駆動ドライバ 4 5 と、光源制御部 4 6 と、を備える。

【 0 0 5 3 】

光源 4 1 は、白色 L D E またはキセノンランプ等を用いて構成され、光源制御部 4 6 の制御のもと、白色光を発生する。L E D ドライバ 4 2 は、光源 4 1 に対して光源制御部 4 6 の制御のもとで電流を供給することにより、光源 4 1 に白色光を発生させる。光源 4 1 が発生した光は、回転フィルタ 4 3 および集光レンズ (図示せず) およびライトガイド 2 4 1 を経由して先端部 2 4 の先端から照射される。

【 0 0 5 4 】

回転フィルタ 4 3 は、光源 4 1 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 4 1 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 4 3 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 4 3 1、緑色フィルタ 4 3 2、青色フィルタ 4 3 3 および透明フィルタ 4 3 4 を有する。回転フィルタ 4 3 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 : 6 0 0 n m ~ 7 0 0 n m、緑 : 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m、青 : 4 0 0 n m ~ 5 0 0 n m、白 : 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m)。これにより、光源 4 1 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。

【 0 0 5 5 】

駆動部 4 4 は、ステッピングモータや D C モータ等を用いて構成され、回転フィルタ 4 3 を回転動作させる。駆動ドライバ 4 5 は、光源制御部 4 6 の制御のもと、駆動部 4 4 に所定の電流を供給する。

【 0 0 5 6 】

光源制御部 4 6 は、調光部 3 0 4 から送信された光源同期信号にしたがって光源 4 1 に供給する電流量を制御する。また、光源制御部 4 6 は、制御部 3 0 9 の制御のもと、駆動ドライバ 4 5 を介して駆動部 4 4 を駆動することにより、回転フィルタ 4 3 を回転させる。

【 0 0 5 7 】

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 E L (E l e c t r o L u m i n e s c e n c e) を用いて構成される。

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

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 2 4 4 a 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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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（ローリングシャッタ）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次行う。この結果、撮像素子 244 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 244 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 244 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。

10

20

【0062】

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 244 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 244 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 244k は、制御装置 3 が同時式の場合、読み出し部 244g がセンサ部 244a 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 244a 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 に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。

30

【0063】

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。

40

【0064】

図 8 に示すように、撮像制御部 244e 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 S101）。制御装置 3 から設定データを受信した場合（ステップ S101：Yes）、撮像制御部 244e は、ステップ S102 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 S101：No）、撮像制御部 244e は、この判断を続ける。

【0065】

続いて、データ制御部 244k は、観察方式判定部 244l 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 S102：Yes）、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 S103：Yes）において、制御装置 3 が対応可能で

50

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 ）、画像信号を送送する伝送路に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

10

【 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送送することができる。

【 0 0 6 8 】

20

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。

【 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。

30

【 0 0 7 0 】

（実施の形態 2 ）

40

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。

【 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。

50

【 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。

10

【 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 から受信した設定データに基づいて、センサ部 2 4 4 a 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 2 4 4 j 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。

20

【 0 0 7 5 】

なお、上述した実施の形態 2 では、撮像制御部 2 4 4 e が A / D 変換部 2 4 4 j 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 2 7 内に設けられた F P G A 2 7 1 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。

【 0 0 7 6 】

(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。

30

【 0 0 7 7 】

図 1 1 は、本実施の形態 3 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 1 1 に示す内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡 2 の先端部 2 4 に撮像素子 6 0 を備える。

【 0 0 7 8 】

撮像素子 6 0 は、センサ部 2 4 4 a と、A F E 部 2 4 4 b と、P / S 変換部 2 4 4 c と、タイミングジェネレータ 2 4 4 d と、撮像制御部 2 4 4 e と、スイッチ部 6 1 と、データ削減部 6 2 と、を備える。

40

【 0 0 7 9 】

スイッチ部 6 1 は、半導体スイッチ等を用いて構成される。スイッチ部 6 1 は、撮像制御部 2 4 4 e の制御のもと、A F E 部 2 4 4 b 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 6 1 は、A F E 部 2 4 4 b から出力される画像信号の伝送路をデータ削減部 6 2 が設けられた伝送路に切り替える。

【 0 0 8 0 】

データ削減部 6 2 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 6 2 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

50

量を削減する。データ削減部 6 2 は、一部メモリを用いて構成される。

【 0 0 8 1 】

このように構成された内視鏡システム 1 0 0 が実行する処理について説明する。図 1 2 は、本実施の形態 3 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トである。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 3 0 1 ~ ステップ S 3 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 8 3 】

ステップ S 3 0 6 において、データ制御部 2 4 4 k は、スイッチ部 6 1 を切り替えることにより、A F E 部 2 4 4 b が出力する画像信号の伝送路をデータ削減部 6 2 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。

10

【 0 0 8 4 】

ここで、データ制御部 2 4 4 k が切り替える送信方法について説明する。図 1 3 は、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システム 1 0 0 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 1 3 において、図 1 3 (a) が撮像素子 6 0 の撮像タイミングと照明光との関係を示し、図 1 3 (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 1 3 (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 1 3 (a) において、縦軸が撮像素子 6 0 の水平ライン (行) を示し、横軸が時間を示す。さらに、図 1 3 (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。

20

【 0 0 8 5 】

図 1 3 (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 6 0 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 1 3 (b) に示すように、内視鏡 2 の撮像素子 6 0 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 2 4 4 e は、スイッチ部 6 1 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 6 2 側に切り替える。これにより、図 1 3 (c) に示すように、データ削減部 6 2 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 6 0 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 6 2 は、次のセンサ部 2 4 4 a 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 S 3 0 6 の後、内視鏡システム 1 0 0 は、ステップ S 3 0 5 へ移行する。

30

【 0 0 8 6 】

以上説明した本実施の形態 3 によれば、データ制御部 2 4 4 k が観察方式判定部 2 4 4 1 の判定結果に基づいて、スイッチ部 6 1 を介してセンサ部 2 4 4 a が出力する伝送路をデータ削減部 6 2 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 6 2 がセンサ部 2 4 4 a 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 6 0 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。

40

【 0 0 8 7 】

さらに、本実施の形態 3 によれば、データ削減部 6 2 がセンサ部 2 4 4 a 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。

【 0 0 8 8 】

なお、上述した実施の形態 3 では、撮像素子 2 4 4 内にデータ削減部 6 2 が設けられていたが、図 1 4 に示すように、コネクタ部 2 7 内に設けられた F P G A 2 7 1 内にデータ

50

削減部 6 2 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。

【 0 0 8 9 】

(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。

【 0 0 9 0 】

図 1 5 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 1 5 に示す内視鏡システム 1 2 0 は、内視鏡 2 の先端部 2 4 に撮像素子 7 0 を備える。

【 0 0 9 1 】

撮像素子 7 0 は、センサ部 2 4 4 a と、P / S 変換部 2 4 4 c と、タイミングジェネレータ 2 4 4 d と、撮像制御部 2 4 4 e と、スイッチ部 6 1 と、A F E 部 7 1 と、データ圧縮部 7 2 と、を備える。

【 0 0 9 2 】

A F E 部 7 1 は、ノイズ低減部 2 4 4 h と、A G C 部 2 4 4 i と、WB 調整部 7 1 1 と、 γ 補正部 7 1 2 と、A / D 変換部 2 4 4 j と、を有する。

【 0 0 9 3 】

WB 調整部 7 1 1 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 7 1 1 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 7 1 2 は、画像信号の階調補正 (γ 補正) を行う。

【 0 0 9 4 】

データ圧縮部 7 2 は、撮像制御部 2 4 4 e の制御のもと、スイッチ部 6 1 を介して A F E 部 7 1 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 2 4 4 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。

【 0 0 9 5 】

このように構成された内視鏡システム 1 2 0 が実行する処理について説明する。図 1 6 は、本実施の形態 4 にかかる内視鏡システム 1 2 0 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 9 6 】

ステップ S 4 0 1 ~ ステップ S 4 0 5 は、上述した図 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 9 7 】

ステップ S 4 0 6 において、データ制御部 2 4 4 k は、スイッチ部 6 1 を切り替えることにより、A F E 部 7 1 が出力する画像信号の伝送路をデータ圧縮部 7 2 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 7 2 は、A F E 部 7 1 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 4 0 6 の後、内視鏡システム 1 2 0 は、ステップ S 4 0 5 へ移行する。

【 0 0 9 8 】

以上説明した本実施の形態 4 によれば、撮像制御部 2 4 4 e が観察方式判定部 2 4 4 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 7 2 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 7 2 が画像信号のデータ量を圧縮することにより、撮像素子 7 0 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

10

20

30

40

50

ができる。

【 0 0 9 9 】

(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。

【 0 1 0 0 】

また、本実施の形態では、光源装置 4 に 1 つの光源 4 1 が設けられていたが、たとえば赤色 L E D、緑色 L E D および青色 L E D 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】

10

【 0 1 0 1 】

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

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

20

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

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

30

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

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

40

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

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

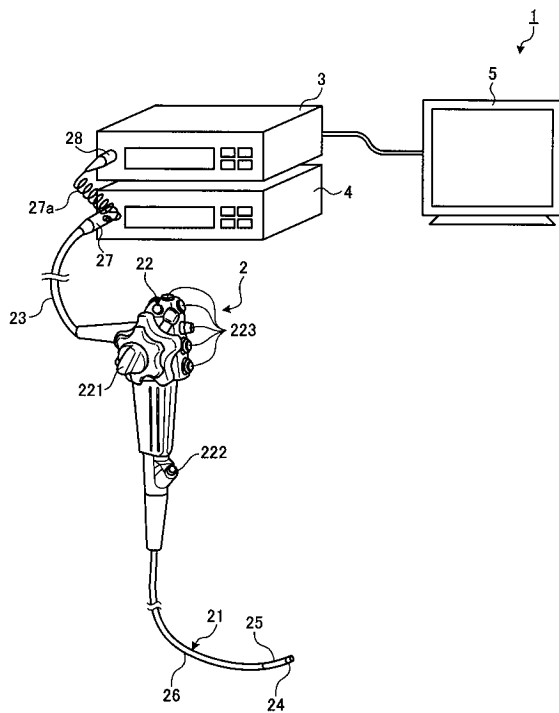
2 4 4 i A G C 部

2 4 4 j A / D 変換部

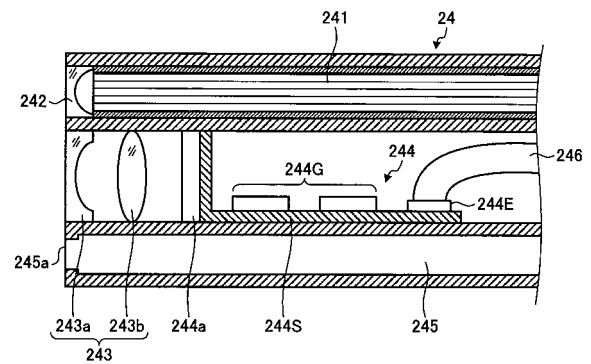
50

- 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
- 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

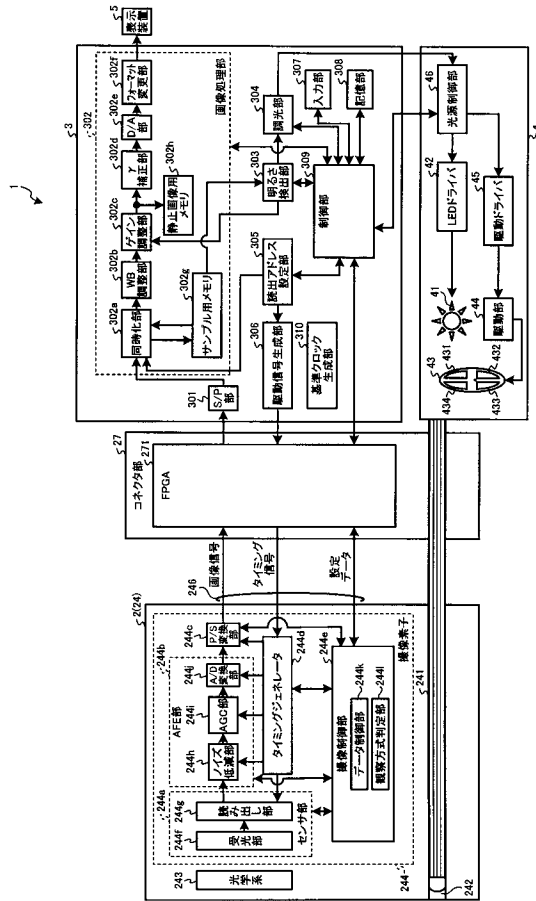
【 図 1 】



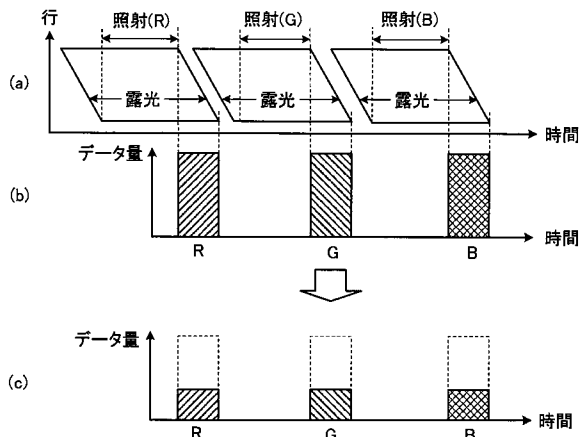
【 図 2 】



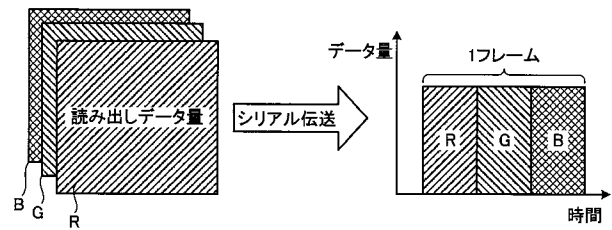
【図 3】



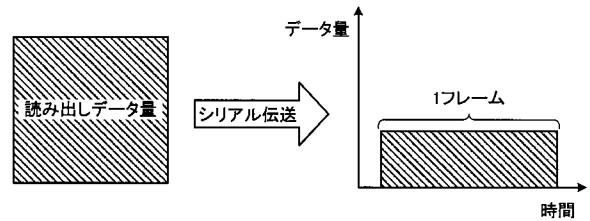
【図 6】



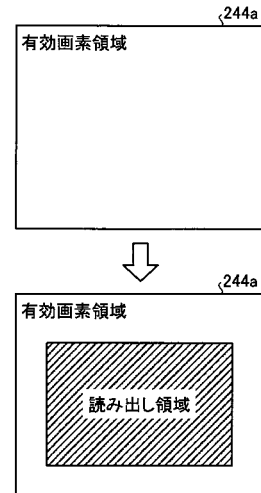
【図 4】



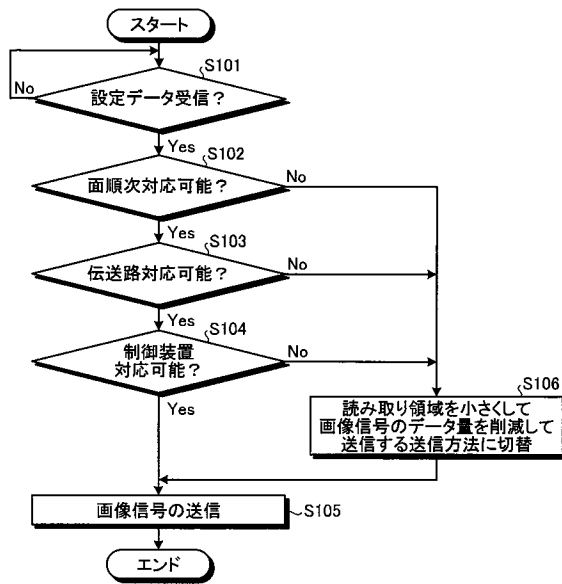
【図 5】



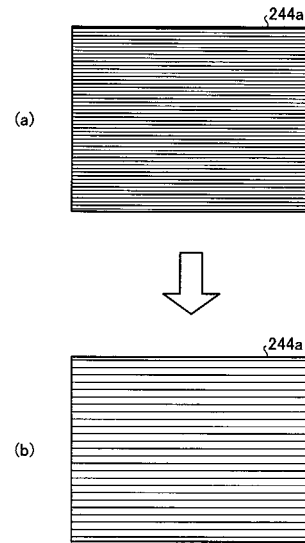
【図 7】



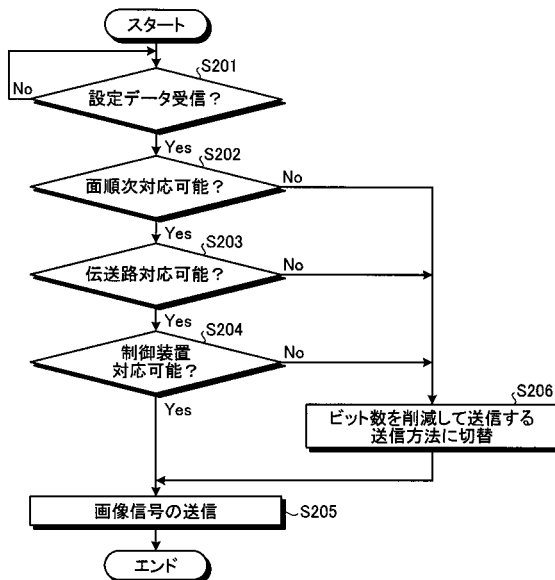
【図 8】



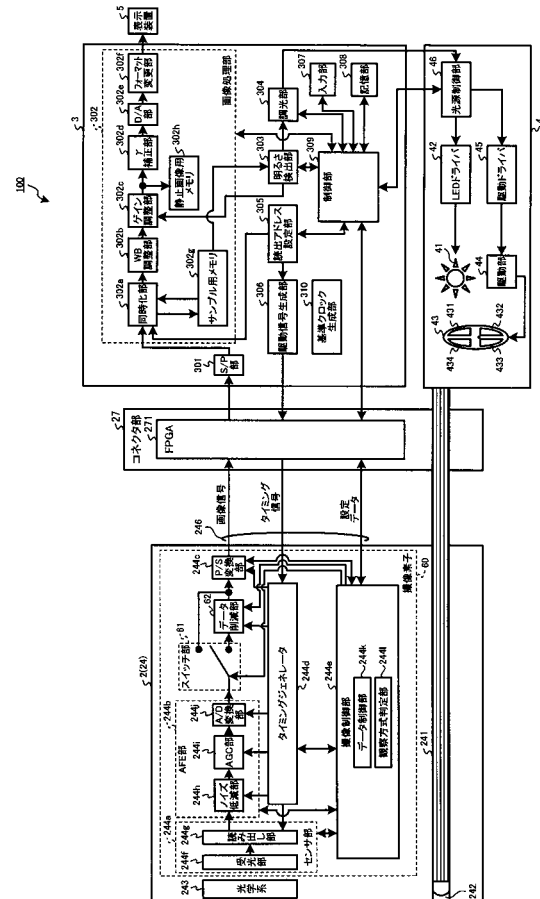
【図 9】



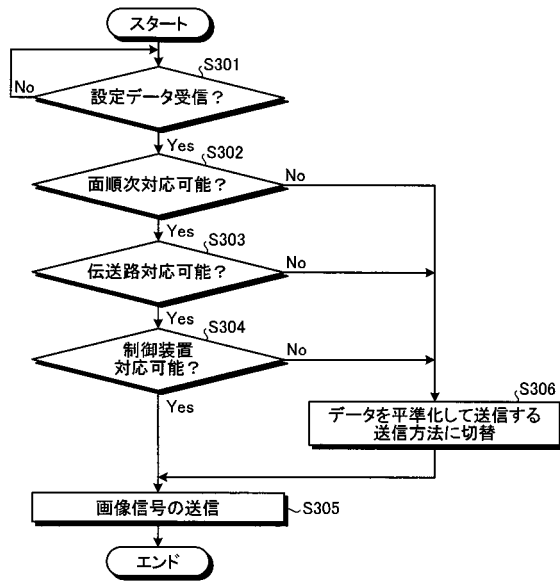
【図 10】



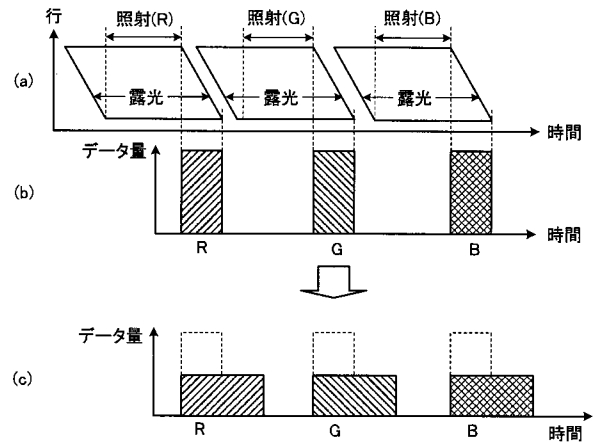
【図 11】



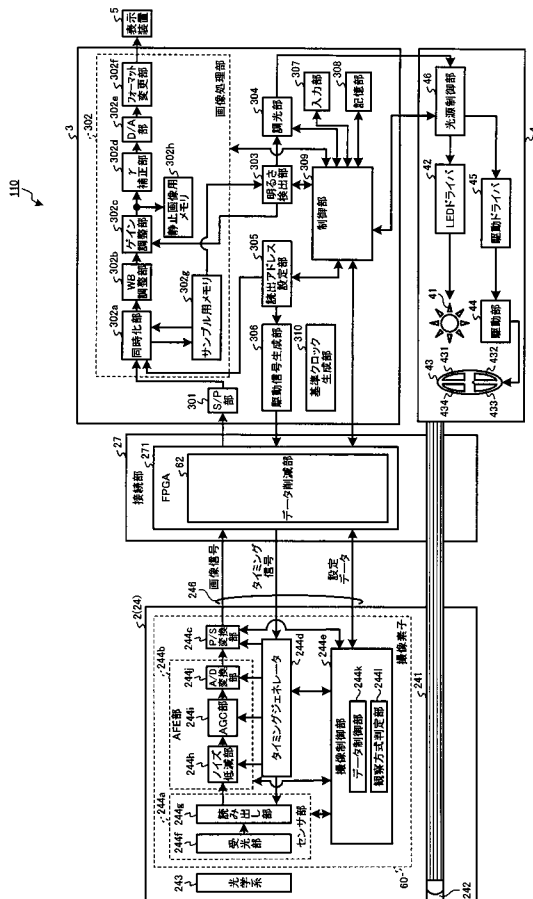
【 図 1 2 】



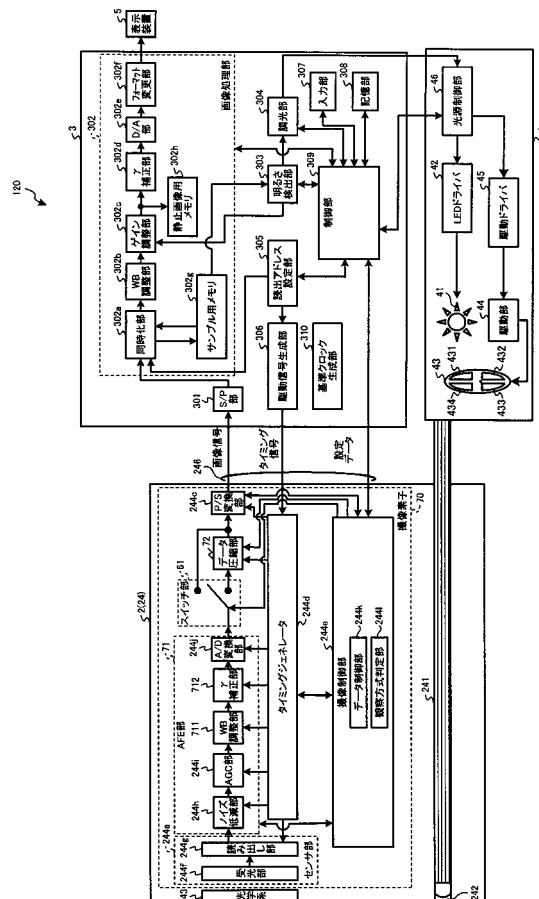
【 図 1 3 】



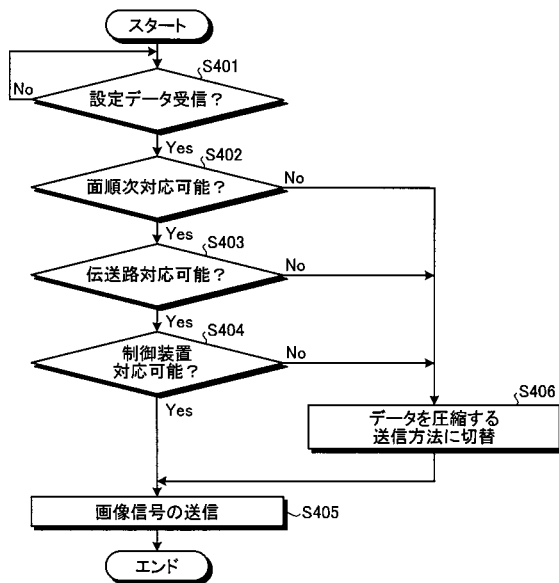
【 ㊦ 1 4 】



【 図 1 5 】



【図 16】



【手続補正書】

【提出日】平成27年4月16日(2015.4.16)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

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、双方向に通信を行う撮像装置であって、

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と、

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のか、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のか、否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、前記データ削減部に、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させて前記制御装置に送信するように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を削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 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、前記画像信号のデータを削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画像信号のデータ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 5】

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を削減することにより、前記画像信号のデータを削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 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、

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第 1 の観察方式の場合に比して前記画像信号のデータ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請求項 1に記載の撮像装置。

【請求項 9】

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請求項 1に記載の撮像装置。

【手続補正書】

【提出日】平成27年7月30日(2015.7.30)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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が、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。

【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、

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、

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。

【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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/061858

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B1/04

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.
Y	JP 2005-34166 A (Pentax Corp.), 10 February 2005 (10.02.2005), paragraphs [0027] to [0031] (Family: none)	1-7, 9, 10
Y	JP 2006-288753 A (Olympus Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0004], [0012], [0018], [0020] (Family: none)	1-7, 9, 10
Y	JP 10-105695 A (Nissan Motor Co., Ltd.), 24 April 1998 (24.04.1998), paragraph [0018] (Family: none)	3

☒ 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
18 July, 2014 (18.07.14)Date of mailing of the international search report
05 August, 2014 (05.08.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/061858

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 2008-142421 A (Olympus Corp.), 26 June 2008 (26.06.2008), abstract (Family: none)	1-10
A	JP 2007-312810 A (Olympus Corp.), 06 December 2007 (06.12.2007), paragraphs [0032], [0033], [0062] & US 2009/141989 A1 & EP 2020201 A1 & CN 101448451 A	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 1 8 5 8	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. 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. A61B1/04			
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	
Y	JP 2005-34166 A (ペンタックス株式会社) 2005.02.10, 段落【0027】-【0031】 (ファミリーなし)	1-7, 9, 10	
Y	JP 2006-288753 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006.10.26, 段落【0004】、【0012】、【0018】、 【0020】 (ファミリーなし)	1-7, 9, 10	
Y	JP 10-105695 A (日産自動車株式会社) 1998.04.24, 段落【0018】 (ファミリーなし)	3	
☒ 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 18.07.2014		国際調査報告の発送日 05.08.2014	
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) 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 1 8 5 8
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 2008-142421 A (オリンパス株式会社) 2008.06.26, 【要約】 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2007-312810 A (オリンパス株式会社) 2007.12.06, 段落【0032】、【0033】、【0062】 & US 2009/141989 A1 & EP 2020201 A1 & CN 101448451 A	1-10

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

(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	JPWO2014188852A1	公开(公告)日	2017-02-23
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		
[标]发明人	橋本秀範 大野涉		
发明人	橋本 秀範 大野 涉		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
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 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA05 4C161/MM03 4C161/MM04 4C161/MM07 4C161/RR06 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR25		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013106329 2013-05-20 JP		
其他公开文献	JP5815162B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种不管控制装置的类型如何都能够发送图像信号的成像装置。控制装置3包括图像传感器244，该图像传感器244顺序地用不同波长的光照射对象，并捕获由对象反射的光学图像以生成对象的图像信号，并对图像信号执行预定的图像处理。连接到双向通信系统的帧顺序内窥镜2基于连接到内窥镜2的控制装置3的识别信息，将图像信号的数据发送到控制装置3。数据控制单元244k，用于控制量。

