

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/024788

発行日 平成27年3月5日 (2015.3.5)

(43) 国際公開日 平成25年2月21日 (2013.2.21)

(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 2	2 H 0 0 2
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 2 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	2 H 0 4 0
G 0 3 B 19/06 (2006.01)	G 0 3 B 19/06	2 H 0 5 4
G 0 3 B 19/07 (2006.01)	G 0 3 B 19/07	2 H 1 0 0
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁) 最終頁に続く		

出願番号 特願2013-505220 (P2013-505220)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2012/070366
 (22) 国際出願日 平成24年8月9日 (2012.8.9)
 (11) 特許番号 特許第5245022号 (P5245022)
 (45) 特許公報発行日 平成25年7月24日 (2013.7.24)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-177692 (P2011-177692)
 (32) 優先日 平成23年8月15日 (2011.8.15)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

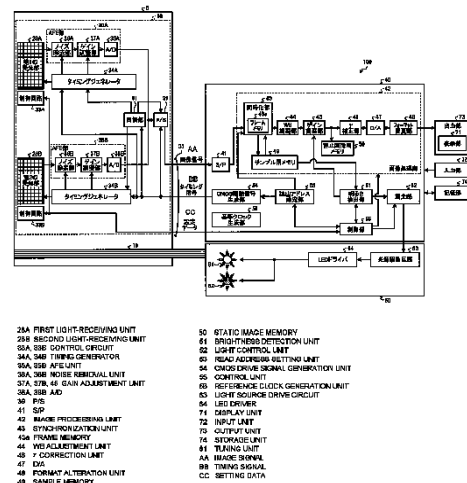
(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 大野 渉
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 F ターム (参考) 2H002 CC00 JA13
 2H020 ME03
 2H040 CA22 DA43 FA13 GA02 GA05
 GA06 GA11
 2H054 BB05 BB07
 2H100 CC03

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置

(57) 【要約】

本発明にかかる内視鏡システム (100) は、第1の受光部 (28A) および第2の受光部 (28B) と、第1の受光部 (28A) および第2の受光部 (28B) から交互に画素情報が読み出されるように第1の受光部 (28A) および第2の受光部 (28B) における読み出し対象の画素を設定するとともに、第1の受光部 (28A) および第2の受光部 (28B) における露光処理のタイミング、ならびに、第1の受光部 (28A) および第2の受光部 (28B) 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同調部 (81) と、第1の受光部 (28A) および第2の受光部 (28B) から読み出された画素情報を同一の伝送経路によって伝送する集合ケーブル (31) と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像用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から光電変換後の電気信号を画素情報として出力可能である第 1 の撮像部および第 2 の撮像部と、

前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部において読み出し対象として設定された画素から画素情報を読み出す読出し部と、

前記読出し部によって前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部から交互に画素情報が読み出されるように前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部における読み出し対象の画素を設定するとともに、前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部における露光処理のタイミング、ならびに、前記読出し部による前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部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制御部と、

前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部から読み出された画素情報を同一の伝送経路によって伝送する伝送部と、

前記伝送部によって伝送された画素情報をもとに画像を生成する画像処理部と、
を備えたことを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

前記複数の画素は、2 次元的にマトリックス状に配置され、

前記制御部は、前記読出し部が前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部から所定のライン間隔で水平ラインの画素情報が交互に読み出されるように、前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部における読み出し対象の画素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】

前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部は、同一の撮像特性を有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】

前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部は、異なる撮像特性を有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】

前記第 1 の撮像部は、カラー画像を撮像する特性を有し、

前記第 2 の撮像部は、モノクロ画像を撮像する特性を有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】

前記画素情報は、輝度値を含み、

前記制御部は、前記読出し部に、前記第 2 の撮像部の画素の輝度値として、所定数の画素が含まれるブロック内で画素の輝度値を加算して出力させることを特徴とする請求項 5 に記載の撮像装置。

【請求項 7】

前記制御部は、単位期間を分割し、分割した期間で、前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部における露光処理、ならびに、前記読出し部による前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部に対する画素情報の読み出し処理がそれぞれ交互に行われるように制御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】

前記制御部は、前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部の特性に合わせて、前記単位期間を互いに異なる時間の期間に分割することを特徴とする請求項 7 に記載の撮像装置。

【請求項 9】

前記複数の画素は、縦横に 2 次元的に配置され、

前記制御部は、前記読出し部が前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部の少なくとも一方からは、所定のライン間隔で一つの水平ラインの画素情報を読み出すように、前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部における読み出し対象の画素を設定することを特徴とする請求項 7 に記載の撮像装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記単位期間は、前記第 1 の撮像部における露光処理と、前記第 1 の撮像部の全画素に対する読出し処理とに要する期間であることを特徴とする請求項 7 に記載の撮像装置。

【請求項 11】

前記読出し部が読み出した画素情報をパラレル/シリアル変換した後に前記伝送部に出力する変換部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 12】

前記画像処理部は、前記読出し部が前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部から交互に読出した画素情報をもとに前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部にそれぞれ対応する 2 枚の画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

10

【請求項 13】

前記画像処理部は、前記読出し部が前記第 1 の撮像部および前記第 2 の撮像部から交互に読出した画素情報を用いて 1 枚の画像を生成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 14】

前記第 1 の撮像部、前記第 2 の撮像部、前記読出し部および前記制御部を有し、被検体内に導入される先端部と、

前記画像処理部と、前記画像処理部が生成した画像を表示する表示部とを有し、前記伝送部によって前記先端部と接続される信号処理装置と、

を備えた内視鏡装置であることを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

20

【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素情報として出力可能である複数の撮像部を備えた撮像装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、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先端の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。このように撮像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てから、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。

30

【0003】

内視鏡システムを含む撮像装置として、2つの撮像部を設けるとともに、各撮像部に対応させて2つの伝送経路および2つの画像処理部を設けて、各撮像部が撮像した画像を同時表示できる構成が提案されている（たとえば、特許文献 1 参照）。また、内視鏡システムを含む撮像装置として、各結像光学系およびフィルタに対する切替機構や調整機構を設けて、一つの撮像素子でカラー画像と他の画像とを取得する構成が提案されている。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2010 - 130570 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

内視鏡システムの挿入部は、被検体の体腔内に導入されるため、細径化が要求されてお

50

り、使用できるスペースにも限界がある。しかしながら、特許文献１の構成では、複数種の画像を取得するために、２つの撮像部にそれぞれ対応させてそれぞれ２つの伝送経路を内視鏡挿入部内に搭載しなければならず、挿入部の細径化が困難になるという問題があった。また、特許文献１の構成では、画像処理装置に、２つの撮像部に対応させて２つの画像処理部を設けなければならず、画像処理装置の装置構成が複雑になるという問題があった。

【０００６】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、簡易な構成で複数種の画像を取得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】

10

【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、撮像用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から光電変換後の電気信号を画素情報として出力可能である第１の撮像部および第２の撮像部と、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部において読み出し対象として設定された画素から画素情報を読み出す読み出し部と、前記読み出し部によって前記第１の撮像部および前記第２の撮像部から交互に画素情報が読み出されるように前記第１の撮像部および前記第２の撮像部における読み出し対象の画素を設定するとともに、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部における露光処理のタイミング、ならびに、前記読み出し部による前記第１の撮像部および前記第２の撮像部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制御部と、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部から読み出された画素情報を同一の伝送経路によって伝送する伝送部と、前記伝送部によって伝送された画素情報をもとに画像を生成する画像処理部と、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、前記複数の画素は、２次元的にマトリックス状に配置され、前記制御部は、前記読み出し部が前記第１の撮像部および前記第２の撮像部から所定のライン間隔で水平ラインの画素情報が交互に読み出されるように、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部における読み出し対象の画素を設定することを特徴とする。

【０００９】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部は、同一の撮像特性を有することを特徴とする。

30

【００１０】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部は、異なる撮像特性を有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、前記第１の撮像部は、カラー画像を撮像する特性を有し、前記第２の撮像部は、モノクロ画像を撮像する特性を有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、前記画素情報は、輝度値を含み、前記制御部は、前記読み出し部に、前記第２の撮像部の画素の輝度値として、所定数の画素が含まれるブロック内で画素の輝度値を加算して出力させることを特徴とする。

40

【００１３】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記制御部は、単位期間を分割し、分割した期間で、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部における露光処理、ならびに、前記読み出し部による前記第１の撮像部および前記第２の撮像部に対する画素情報の読み出し処理がそれぞれ交互に行われるように制御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、前記制御部は、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部の特性に合わせて、前記単位期間を互いに異なる時間の期間に分割することを特徴とする。

50

【 0 0 1 5 】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記複数の画素は、縦横に２次元的に配置され、前記制御部は、前記読出し部が前記第１の撮像部および前記第２の撮像部の少なくとも一方からは、所定のライン間隔で一つの水平ラインの画素情報を読み出すように、前記第１の撮像部および前記第２の撮像部における読み出し対象の画素を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記単位期間は、前記第１の撮像部における露光処理と、前記第１の撮像部の全画素に対する読出し処理とに要する期間であることを特徴とする。

10

【 0 0 1 7 】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記読出し部が読み出した画素情報をパラレル／シリアル変換した後に前記伝送部に出力する変換部をさらに備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記画像処理部は、前記読出し部が前記第１の撮像部および前記第２の撮像部から交互に読出した画素情報をもとに前記第１の撮像部および前記第２の撮像部にそれぞれ対応する２枚の画像を生成することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記画像処理部は、前記読出し部が前記第１の撮像部および前記第２の撮像部から交互に読出した画素情報を用いて１枚の画像を生成することを特徴とする。

20

【 0 0 2 0 】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記第１の撮像部、前記第２の撮像部、前記読出し部および前記制御部を有し、被検体内に導入される先端部と、前記画像処理部と、前記画像処理部が生成した画像を表示する表示部とを有し、前記伝送部によって前記先端部と接続される信号処理装置と、を備えた内視鏡装置であることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

本発明にかかる撮像装置は、読出し部によって第１の撮像部および第２の撮像部から交互に画素情報が読み出されるように第１の撮像部および第２の撮像部における読み出し対象の画素を設定するとともに、第１の撮像部および第２の撮像部における露光処理のタイミング、ならびに、読出し部による第１の撮像部および第２の撮像部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ことによって、第１の撮像部および第２の撮像部から読み出された画素情報を同一の伝送経路を用いて適切に伝送することができ、簡易な装置構成であっても複数種の画像を適切に取得できる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

【 図 １ 】 図 １ は、実施の形態 １ における内視鏡部分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先端面を示す図である。

【 図 ３ 】 図 ３ は、図 ２ に示す先端部を A - A 線で切断した切断面の一部を示す図である。

40

【 図 ４ 】 図 ４ は、図 ２ に示す先端部を B - B 線で切断した切断面の一部を示す図である。

【 図 ５ 】 図 ５ は、図 ４ に示す基板の主面を説明する図である。

【 図 ６ 】 図 ６ は、実施の形態 １ にかかる内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 ７ A 】 図 ７ A は、実施の形態 １ における第 １ の受光部の読み出し対象の画素を説明する図である。

【 図 ７ B 】 図 ７ B は、実施の形態 １ における第 ２ の受光部の読み出し対象の画素を説明する図である。

【 図 ７ C 】 図 ７ C は、実施の形態 １ における画素情報の伝送処理を説明する図である。

【 図 ７ D 】 図 ７ D は、実施の形態 １ における画像処理部が生成する画像を説明する図である。

50

【図 8 A】図 8 A は、実施の形態 1 の変形例 1 における第 1 の受光部の読み出し対象の画素を説明する図である。

【図 8 B】図 8 B は、実施の形態 1 の変形例 1 における第 2 の受光部の読み出し対象の画素を説明する図である。

【図 8 C】図 8 C は、実施の形態 1 の変形例 1 における画素情報の伝送処理を説明する図である。

【図 8 D】図 8 D は、実施の形態 1 の変形例 1 における画像処理部が生成する画像を説明する図である。

【図 9】図 9 は、実施の形態 1 の変形例 2 における内視鏡の先端部を切断した切断面の一部を示す図である。

10

【図 10 A】図 10 A は、実施の形態 1 の変形例 2 における第 1 の受光部の読み出し対象の画素を説明する図である。

【図 10 B】図 10 B は、実施の形態 1 の変形例 2 における第 2 の受光部の読み出し対象の画素を説明する図である。

【図 11】図 11 は、実施の形態 1 の変形例 2 における読出し処理および画素信号の転送処理を説明する図である。

【図 12】図 12 は、実施の形態 1 の変形例 2 における読出し処理および画素信号の転送処理の他の例を説明する図である。

【図 13】図 13 は、実施の形態 2 における第 1 の受光部および第 2 の受光部における露光処理および第 1 の受光部および第 2 の受光部に対する画素情報の読み出し処理を説明する図である。

20

【図 14】図 14 は、全ライン読み出し方式とライン間引き読み出し方式との同時露光時間を説明する図である。

【図 15】図 15 は、受光部の単位画素の構成を示す回路図である。

【図 16】図 16 は、図 15 に示すトランジスタに対するオン / オフ制御に関するタイミングチャートを含む図である。

【図 17】図 17 は、実施の形態 2 の変形例 1 における第 1 の受光部および第 2 の受光部における露光処理および第 1 の受光部および第 2 の受光部に対する画素情報の読み出し処理を説明する図である。

【図 18】図 18 は、実施の形態 2 の変形例 1 における第 1 の受光部および第 2 の受光部における露光処理および第 1 の受光部および第 2 の受光部に対する画素情報の読み出し処理の他の例を説明する図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下に、本発明にかかる実施の形態として、挿入部先端に撮像素子を備え、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。なお、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。また、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。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、各部材の比率などは、現実と異なることに留意する必要がある。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。

40

【0024】

(実施の形態 1)

まず、実施の形態 1 における内視鏡システムについて説明する。本実施の形態 1 においては、白色光による通常のカラー画像とともに、カラー画像とは異なる蛍光観察用画像等の他の画像を取得できる内視鏡システムを例に説明する。図 1 は、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの内視鏡部分の概略構成を示す図である。図 1 に示すように、本実施の形態 1 における内視鏡 1 は、細長な挿入部 2 と、この挿入部 2 の基端側であって内視鏡装置操作者が把持する操作部 3 と、この操作部 3 の側部より延伸する可撓性のユニバーサルコード 4 とを備える。ユニバーサルコード 4 は、ライトガイドケーブルや電気系ケーブルなどを内蔵する。

50

【 0 0 2 5 】

挿入部 2 は、撮像素子として C M O S センサを内蔵した先端部 5 と、複数の湾曲駒によって構成され湾曲自在な湾曲部 6 と、この湾曲部 6 の基端側に設けられた長尺であって可撓性を有する長尺状の可撓管部 7 とを備える。

【 0 0 2 6 】

ユニバーサルコード 4 の端部にはコネクタ部 8 が設けられている。コネクタ部 8 には、光源装置に着脱自在に接続されるライトガイドコネクタ 9、C M O S センサで光電変換した被写体像の電気信号を信号処理用の制御装置に伝送するため制御装置に接続される電気接点部 1 0、先端部 5 のノズルに空気を送るための送気口金 1 1 などが設けられている。ここで、光源装置は、白色光源や特殊光源などを有し、白色光源あるいは特殊光源からの光を、ライトガイドコネクタ 9 を介して接続された内視鏡 1 へ照明光として供給する。また、制御装置は、撮像素子に電源を供給し、撮像素子から光電変換された電気信号が入力される装置であり、撮像素子によって撮像された電気信号を処理して接続する表示部に画像を表示させるとともに、撮像素子のゲイン調整などの制御および駆動を行なう駆動信号の出力を行なう。

【 0 0 2 7 】

操作部 3 には、湾曲部 6 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 1 2、体腔内に生検鉗子、レーザプローブ等の処置具 1 6 を挿入する処置具挿入部 1 3、制御装置、光源装置あるいは送気、送水、送ガス手段などの周辺機器の操作を行なう複数のスイッチ 1 4 が設けられている。処置具挿入部 1 3 から挿入された処置具 1 6 は、内部に設けられた処置具用チャンネルを経て挿入部 2 先端の開口部 1 5 から表出する。たとえば処置具 1 6 が生検鉗子の場合には、生検鉗子によって患部組織を採取する生検などを行なう。

【 0 0 2 8 】

次に、挿入部 2 の先端部 5 における構成について説明する。図 2 は、図 1 に示す内視鏡 1 の先端部 5 の先端面を示す図である。図 3 は、図 2 に示す先端部 5 を A - A 線で切断した切断面の一部を示す図である。図 4 は、図 2 に示す先端部 5 を B - B 線で切断した切断面の一部を示す図である。

【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、図 1 に示す内視鏡 1 の先端部 5 の先端面には、処置具表出用の開口部 1 5、洗浄用ノズル 1 7、照明光が出射する照明窓 1 8、観察窓 2 1 および観察窓 2 2 が設けられる。

【 0 0 3 0 】

図 3 に示すように、照明窓 1 8 においては、グラスファイバ束等で構成されるライトガイド 1 9 を介して光源装置から供給された白色光あるいは特殊光が、照明レンズ 1 8 a から出射する。処置具表出用の開口部 1 5 は、処置具用チャンネル 2 0 と連通する。

【 0 0 3 1 】

図 4 に示すように、観察窓 2 1 および観察窓 2 2 は、閉塞されている。観察窓 2 1 を介して外部から入射した光は、複数のレンズ 2 3 a、2 3 b によって構成される第 1 の光学系 2 3 A に入射し、集光されてから、第 1 の受光部 2 8 A に入射する。観察窓 2 2 を介して外部から入射した光は、複数のレンズ 2 3 c、2 3 d によって構成される第 2 の光学系 2 3 B に入射し、集光されてから、第 2 の受光部 2 8 B に入射する。

【 0 0 3 2 】

第 1 の受光部 2 8 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 2 3 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 2 8 A は、第 1 の光学系 2 3 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 2 8 A の受光面側には、カバーガラス 2 5 A が設けられている。カバーガラス 2 5 A と第 1 の受光部 2 8 A との間には、第 1 の受光部 2 8 A の画素の配列に対応して赤 (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 2 7 A が設けられており、第 1 の受光部 2 8 A は、カラー画像を撮像する。なお、オンチップフィルタ 2 7 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

。

【 0 0 3 3 】

第 2 の受光部 2 8 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 2 3 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 2 8 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 2 4 と、カバーガラス 2 5 B とが設けられており、第 2 の受光部 2 8 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 0 3 4 】

第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B は、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 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 2 9 や、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 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 3 0 などとともに、回路基板 2 6 に実装される。第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B は、図 5 に示すように、受光面が左右に並んで回路基板 2 6 に実装される。回路基板 2 6 には、電極 3 2 が設けられる。電極 3 2 は、たとえば異方性導電性樹脂フィルムを介して、制御装置との間で電気信号を伝送する信号線 3 1 a と接続する。受光部 2 8 が出力した電気信号である画像信号を伝送する信号線 3 1 a のほか、制御装置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 3 1 が形成される。

【 0 0 3 5 】

この実施の形態 1 にかかる内視鏡システムにおいては、撮像素子として、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の画素のうち任意に設定したアドレスの画素のみを読み出し可能である CMOS 撮像素子 8 0 を採用する。そして、実施の形態 1 にかかる内視鏡システムでは、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B から交互に画素情報が読み出されるとともに、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B における露光処理および第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B に対する画素情報の読み出し処理のタイミングが同期制御される。そして、実施の形態 1 にかかる内視鏡システムでは、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B から読み出された画素情報が同一の伝送経路によって伝送され、この伝送された画素情報をもとに画像が生成される。

【 0 0 3 6 】

実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの構成について詳細に説明する。図 6 は、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの構成を示すブロック図である。図 6 に示すように、実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 1 0 0 は、先端部 5 に設けられた CMOS 撮像素子 8 0 と複数の信号線を有する集合ケーブル 3 1 を介して接続する制御装置 4 0、白色光あるいは特殊光を供給する光源装置 6 0、CMOS 撮像素子 8 0 が撮像した体内画像を表示する表示部 7 1 を有し、体内観察に関する情報を出力する出力部 7 3、体内観察に要する各種指示情報を入力する入力部 7 2 および体内画像等を記憶する記憶部 7 4 を備える。

【 0 0 3 7 】

先端部 5 には、CMOS 撮像素子 8 0 が設けられる。CMOS 撮像素子 8 0 は、第 1 の受光部 2 8 A、制御回路 3 3 A、タイミングジェネレータ 3 4 A、ノイズ除去部 3 6 A とゲイン調整部 3 7 A と A / D 変換部 3 8 A とによって構成される AFE (Analog Front End) 部 3 5 A、第 2 の受光部 2 8 B、制御回路 3 3 B、タイミングジェネレータ 3 4 B、ノイズ除去部 3 6 B とゲイン調整部 3 7 B と A / D 変換部 3 8 B とによって構成される AFE (Analog Front End) 部 3 5 B、入力したデジタル信号をパラレル信号からシリアル信号に変換する P / S 変換部 3 9、および、同調部 8 1 によって構成される。CMOS 撮像素子 8 0 を構成する第 1 の受光部 2 8 A、第 2 の受光部 2 8 B および CMOS センサ周辺回路は、たとえば 1 チップ化されている。

【 0 0 3 8 】

第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 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素情報として出力する。各画素情報は、輝度値を含む。第 1 の受光部 2 8 A は、特許請求の範囲における第 1 の撮像部として機能する。第 1 の受光部 2 8 A は、白

10

20

30

40

50

色光によるカラー画像を撮像する。第２の受光部２８Ｂは、前述したように、特許請求の範囲における第２の撮像部として機能し、所定波長帯の蛍光に対応する蛍光観察用画像であるモノクロ画像を撮像する。

【００３９】

制御回路３３Ａは、制御装置４０から出力された設定データにしたがって、後述する同調部８１の制御のもと、第１の受光部２８Ａにおける露光処理、第１の受光部２８Ａに対する撮像処理、第１の受光部２８Ａの撮像速度、第１の受光部２８Ａの画素からの画素情報の読み出し処理および読み出した画素情報の伝送処理を制御する。制御回路３３Ｂは、後述する同調部８１の制御のもと、第２の受光部２８Ｂにおける露光処理、第２の受光部２８Ｂに対する撮像処理、第２の受光部２８Ｂの撮像速度、第２の受光部２８Ｂの画素からの画素情報の読み出し処理および読み出した画素情報の伝送処理を制御する。

10

【００４０】

タイミングジェネレータ３４Ａは、後述する同調部８１の制御のもと、読出アドレス設定部５３の設定に応じた読み出し順にしたがって、第１の受光部２８Ａを構成する複数の画素において読み出し対象として指定された位置（アドレス）の画素から光電変換後の電気信号を画素情報として出力させる。タイミングジェネレータ３４Ｂは、タイミングジェネレータ３４Ａと同様の機能を有し、第２の受光部２８Ｂを構成する複数の画素において読み出し対象として指定された位置の画素から光電変換後の電気信号を画素情報として出力させる。

【００４１】

ノイズ除去部３６Ａは、第１の受光部２８Ａの所定の画素から出力された画素情報の信号のノイズを除去する。ゲイン調整部３７Ａは、ノイズ除去部３６Ａから出力された画素情報の輝度値を、制御部５５から出力された設定データにおいて指示された増幅率で増幅した後に、Ａ／Ｄ変換部３８Ａに出力する。Ａ／Ｄ変換部３８Ａは、ノイズ除去された画素情報の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、Ｐ／Ｓ変換部３９に出力する。また、ノイズ除去部３６Ｂは、第２の受光部２８Ｂの所定の画素から出力された画素情報の信号のノイズを除去する。ゲイン調整部３７Ｂは、ノイズ除去部３６Ｂから出力された画素情報の輝度値を、制御部５５から出力された設定データにおいて指示された増幅率で増幅した後に、Ａ／Ｄ変換部３８Ｂに出力する。Ａ／Ｄ変換部３８Ｂは、ノイズ除去された画素情報の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、Ｐ／Ｓ変換部３９に出力する。

20

30

【００４２】

Ｐ／Ｓ変換部３９は、タイミングジェネレータ３４ＡおよびＡＦＥ部３５Ａによって第１の受光部２８Ａから読み出された画素情報、および、タイミングジェネレータ３４ＢおよびＡＦＥ部３５Ｂによって第２の受光部２８Ｂから読み出された画素情報をシリアル信号の画像信号に変換した後、集合ケーブル３１の所定の信号線に出力する。タイミングジェネレータ３４ＡおよびＡＦＥ部３５Ａと、タイミングジェネレータ３４ＢおよびＡＦＥ部３５Ｂとは、特許請求の範囲における読出し部として機能する。

【００４３】

同調部８１は、タイミングジェネレータ３４Ａ、３４ＢおよびＡＦＥ部３５Ａ、３５Ｂによって第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂから交互に画素情報が読み出されるように、読出アドレス設定部５３の設定に応じて第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂの読み出し対象の画素を設定する。同調部８１は、第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂにおける露光処理、ならびに、タイミングジェネレータ３４Ａ、３４ＢおよびＡＦＥ部３５Ａ、３５Ｂによる第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂ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２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂ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。すなわち、集合ケーブル３１の所定の信号線を介して、第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂから読み出された画素情報は、集合ケーブル３１内の信号線のうち、同じ信号線を介して制御装置４０に出力される。

40

50

【 0 0 4 4 】

制御装置 4 0 は、画像信号を処理して表示部 7 1 に体内画像を表示させるとともに、内視鏡システム 1 0 0 の各構成部位を制御する。制御装置 4 0 は、S / P 変換部 4 1、画像処理部 4 2、明るさ検出部 5 1、調光部 5 2、読出アドレス設定部 5 3、CMOS 駆動信号生成部 5 4、制御部 5 5 および基準クロック生成部 5 6 を有する。

【 0 0 4 5 】

S / P 変換部 4 1 は、先端部 5 から受信したデジタル信号である画像信号をシリアル信号からパラレル信号に変換する。

【 0 0 4 6 】

画像処理部 4 2 は、S / P 変換部 4 1 から出力されたパラレル形態の画像信号、すなわち、タイミングジェネレータ 3 4 A、3 4 B および A F E 部 3 5 A、3 5 B が第 1 の受光部 2 8 A、第 2 の受光部 2 8 B から交互に読み出した画素の画素情報をもとに、表示部 7 1 に表示される画像を生成する。画像処理部 4 2 は、タイミングジェネレータ 3 4 A、3 4 B および A F E 部 3 5 A、3 5 B が読み出した第 1 の受光部 2 8 A の画素のアドレス、第 2 の受光部 2 8 B の画素のアドレスをもとに体内画像を生成する。画像処理部 4 2 は、S / P 変換部 4 1 から出力されたパラレル形態の画像信号の出力タイミングに対応させて、画像処理タイミングを調整する。

【 0 0 4 7 】

画像処理部 4 2 は、同時化部 4 3、WB 調整部 4 4、ゲイン調整部 4 5、 γ 補正部 4 6、D / A 変換部 4 7、フォーマット変更部 4 8、サンプル用メモリ 4 9 および静止画像用メモリ 5 0 を備える。

【 0 0 4 8 】

同時化部 4 3 は、入力された各 R、G、B 画素の画像信号を画素ごとに設けられたメモリ（図示しない）に inputs し、タイミングジェネレータ 3 4 A、3 4 B および A F E 部 3 5 A、3 5 B がそれぞれ読み出した第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を入力された各画像信号で順次更新しながら保持するとともに、これら 3 つのメモリの各画像信号を RGB 画像信号として同時化する。同時化部 4 3 は、S / P 変換部 4 1 から出力された各画素情報が、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B のいずれから読み出されたかに対応付けてから、フレームメモリ 4 3 a に一時的に記憶する。同時化された RGB 画像信号は、WB 調整部 4 4 に順次出力されるとともに、同時化された RGB 画像信号のうちのいくつかは明るさ検出などの画像解析用にサンプル用メモリ 4 9 にも出力され、保持される。

【 0 0 4 9 】

WB 調整部 4 4 は、RGB 画像信号のホワイトバランスを調整する。ゲイン調整部 4 5 は、RGB 画像信号のゲイン調整を行う。 γ 補正部 4 6 は、表示部 7 1 に対応させて RGB 画像信号を階調変換する。

【 0 0 5 0 】

D / A 変換部 4 7 は、階調変換後の RGB 画像信号をデジタル信号からアナログ信号に変換する。フォーマット変更部 4 8 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などのフォーマットに変更して表示部 7 1 に出力する。この結果、表示部 7 1 には、1 枚の体内画像が表示される。なお、ゲイン調整部 4 5 によってゲイン調整された RGB 画像信号のうちの一部は、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 5 0 にも保持される。

【 0 0 5 1 】

明るさ検出部 5 1 は、サンプル用メモリ 4 9 に保持された 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明るさ検出部 5 1 内部に設けられたメモリに記憶する。また、明るさ検出部 5 1 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する。算出されたゲイン調整値はゲイン調整部 4 5 へ出力され、算出された光照射量は、調光部 5 2 に出力される。さらに、明るさ検出部 5 1 による検出結果は、制御部 5 5 にも出力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

調光部 5 2 は、制御部 5 5 の制御のもと、明るさ検出部 5 1 から出力された光照射量をもとに、各光源に供給する電流量、減光フィルタの駆動条件を設定して、設定条件を含む光源同期信号を光源装置 6 0 に出力する。調光部 5 2 は、光源装置 6 0 が発する光の種別、光量、発光タイミングを設定する。

【 0 0 5 3 】

読出アドレス設定部 5 3 は、受光部 2 8 における読み出し対象の画素および読み出し順序を任意に設定可能である。すなわち、読出アドレス設定部 5 3 は、タイミングジェネレータ 3 4 A , 3 4 B および A F E 部 3 5 A , 3 5 B が読み出す第 1 の受光部 2 8 A、第 2 の受光部 2 8 B の画素のアドレスを任意に設定可能である。また、読出アドレス設定部 5 3

10

【 0 0 5 4 】

C M O S 駆動信号生成部 5 4 は、受光部 2 8 と C M O S センサ周辺回路と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 3 1 内の所定の信号線を介してタイミングジェネレータ 3 4 A , 3 4 B に出力する。なお、このタイミング信号は、読み出し対象の画素のアドレスを含むものである。

【 0 0 5 5 】

制御部 5 5 は、C P U などによって構成され、図示しないメモリに格納された各種プログラムを読み込み、プログラムに示された各処理手順を実行することで、各構成部の各駆動制御、これらの各構成部に対する情報の入出力制御、および、これらの各構成部との間で各種情報を入出力するための情報処理とを行う。制御装置 4 0 は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル 3 1 内の所定の信号線を介して先端部 5 の制御回路 3 3 に出力する。設定データは、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B における露光処理、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の撮像速度、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B 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、読み出した画素情報の輝度値の増幅率を指示する指示情報、読み出した画素情報の伝送制御情報などを含む。

20

【 0 0 5 6 】

制御部 5 5 は、読出アドレス設定部 5 3 が設定する読み出し対象の画素および読み出し順序を変更する。そして、制御部 5 5 は、取得対象の画像に応じて、読出アドレス設定部 5 3 が設定する読み出し対象の画素および読み出し順序を変更する。制御部 5 5 は、取得対象の画像に対応させて、読出アドレス設定部 5 3 による読み出し対象の画素の設定処理、タイミングジェネレータ 3 4 A , 3 4 B および A F E 部 3 5 A , 3 5 B の読み出し処理および画像処理部 4 2 による画像生成処理を制御する。

30

【 0 0 5 7 】

基準クロック生成部 5 6 は、内視鏡システム 1 0 0 の各構成部の動作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 0 0 の各構成部に生成した基準クロック信号を供給する。

【 0 0 5 8 】

光源装置 6 0 は、制御部 5 5 の制御のもと光照射処理を行う。光源装置 6 0 は、L E D などによって構成される白色光を照射する白色光源 6 1、白色照射光とは波長帯域が異なる波長帯域の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 いずれかの光を特殊光として照射する特殊光光源 6 2、調光部 5 2 から送信された光源同期信号にしたがって白色光源 6 1 あるいは特殊光光源 6 2 に供給する電流量や減光フィルタの駆動を制御する光源駆動回路 6 3、白色光源 6 1 あるいは特殊光光源 6 2 に光源駆動回路 6 3 の制御のもと所定量の電流を供給する L E D ドライバ 6 4 を備える。白色光源 6 1 あるいは特殊光光源 6 2 から発せられた光は、ライトガイド 1 9 を介して挿入部 2 に供給され、先端部 5 先端から外部に出射する。

40

【 0 0 5 9 】

この実施の形態 1 では、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の 2 つの受光部

50

から読み出した画素情報を同一の伝送経路で伝送している。ここで、1フレーム期間は、第1の受光部28Aにおける露光処理と、第1の受光部28Aの全画素に対する読み出しおよび転送処理とに要する期間とする。実施の形態1では、第1の受光部28Aの全画素および第2の受光部28Bの全画素からではなく、第1の受光部28Aおよび第2の受光部28Bのうち画素のみから画素情報を間引き読み出すことによって、第1の受光部28Aおよび第2の受光部28Bの2つの受光部から画素情報を読み出す場合であっても、集合ケーブル31の画像信号を伝送する信号線の単位時間当たりの伝送量を、1つの受光部から全画素の画素情報を読み出して送信する場合と同等として、フレーム期間を1つの受光部を有する場合と同等としている。したがって、実施の形態1では、第1の受光部28Aおよび第2の受光部28Bが撮像した各画像を、1つの受光部を有する場合のフレームレートと同フレームレートで同時表示している。

10

【0060】

各受光部に対する読み出し処理および画像処理について、図7A～図7Dを参照して具体的に説明する。Baye r配列型のオンチップフィルタ27Aを用いた場合、第1の受光部28Aにおいては、表示用画像の1画素として、図7Aに示すように、上下左右で隣り合うR, G, G, Bの4画素で構成されるブロックPが対応する。このため、表示用画像の1画素に対応する画素情報が分離されないように、第1の受光部28Aにおいては、上下で隣り合う2列の水平ラインおきに、画素情報が読み出される。第1の受光部28Aを構成する水平ラインのうち、水平ラインLa1, La2で構成されるラインペアLap1と、水平ラインLa5, La6で構成されるラインペアLap3の画素情報は読み出されて、制御装置40に転送される。これに対し、ラインペアLap1の次のラインペアLap2と、ラインペアLap3の次のラインペアLap4の画素情報は読み出されず、転送されることもない。同様に、図7Bに示すように、第2の受光部28Bにおいても、上下で隣り合う2列の水平ラインおきに、画素情報が読み出される。すなわち、第2の受光部28Bを構成する水平ラインのうち、水平ラインLb1, Lb2で構成されるラインペアLbp1の画素情報と、ラインペアLbp3の画素情報とは読み出されて転送され、ラインペアLbp1の次のラインペアLbp2の画素情報と、ラインペアLbp3の次のラインペアLbp4の画素情報とは読み出されず、転送されることもない。

20

【0061】

このとき、同調部81は、第1の受光部28Aおよび第2の受光部28Bから、上記に示す所定のライン間隔で水平ラインの画素情報が交互に画素情報が読み出されて転送されるように、第1の受光部28Aおよび第2の受光部28Bにおける露光処理および第1の受光部28Aおよび第2の受光部28Bに対する画素情報の読み出し処理のタイミングを同期させる。具体的には、図7Cに示すように、第1の受光部28AのラインペアLap1を構成する水平ラインLa1, La2の画素情報が読み出されて転送された後に、第2の受光部28BのラインペアLbp1を構成する水平ラインLb1, Lb2の画素情報が読み出されて転送され、その後に、第1の受光部28AのラインペアLap3を構成する水平ラインLa5, La6の画素情報が読み出されて転送される。

30

【0062】

そして、制御装置40においては、画像処理部42は、図7Cに示す順で転送されたラインペアの画素情報をもとに、第1の受光部28Aおよび第2の受光部28Bが撮像した各画像を用いて、1枚の画像を生成する。具体的には、画像処理部42は、図7Cに示す順で転送されたラインペアLap1, Lbp1, Lap3, Lbp3の画素情報を、図7Dに示すように、転送順に縦に1ラインずつ配置することによって、通常の色画像と、特殊画像である蛍光画像とを重ね合わせた画像G1を生成する。この画像G1は、表示部71において表示される。または、画像処理部42は、図7Cに示す順で転送されたラインペアの画素情報を、第1の受光部28Aに対応する画素情報および第2の受光部28Bに対応する画素情報を切り分けた上で、色画像と、蛍光画像とをそれぞれ生成し、表示部71は、色画像と蛍光画像とを同時表示する。この場合に生成される色画像および蛍光画像は、2列の水平ラインおきに画素情報が間引きされた画像となる。

40

50

【 0 0 6 3 】

このように、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の 2 つの撮像部の画素情報を交互に読み出して交互に転送するため、2 つの受光部において撮像された複数の画素情報を制御装置 4 0 に同一の伝送経路を用いて適切に伝送することができるとともに、2 つの受光部に対応させてそれぞれ 2 つの画像処理部を設けずとも、取得対象の画像を適切に取得することができる。

【 0 0 6 4 】

また、実施の形態 1 においては、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の 2 つの受光部の画素情報を所定のライン間隔で間引きしながら水平ラインの画素情報を交互に読み出して転送することによって、集合ケーブル 3 1 の画像信号を伝送する信号線の単位時間当たりの伝送量を、1 つの受光部の全ラインから読み出された画素情報を送信する場合と同等とするとともに、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B が撮像した各画像を、1 つの受光部を有する構成におけるフレームレートと同フレームレートで同時表示できる。このため、実施の形態 1 によれば、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B が撮像した各画像を同時表示するために、2 つの受光部にそれぞれ対応させて 2 つの伝送経路を内視鏡挿入部内に搭載する必要はなく、挿入部の細径化を維持することができる。

【 0 0 6 5 】

なお、同調部 8 1 は、制御装置 4 0 から出力された設定データおよびタイミング信号をもとに、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の露光処理および読み出し処理を制御して同期させる。または、同調部 8 1 は、制御回路 3 3 A が制御装置 4 0 から出力された設定データおよびタイミング信号をもとに第 1 の受光部 2 8 A に露光処理および読み出し処理を制御するのに同期させて、第 2 の受光部 2 8 B の露光処理および読み出し処理を制御する。

【 0 0 6 6 】

また、第 2 の受光部 2 8 B を、第 1 の受光部 2 8 A と同数の画素および同等の感度を有する素子で構成するほか、第 1 の受光部 2 8 A よりも画素数が少なく、感度の高い素子で構成してもよい。

【 0 0 6 7 】

(実施の形態 1 の変形例 1)

次に、実施の形態 1 の変形例 1 として、第 2 の受光部 2 8 B に対して、いわゆるビニング処理を行わせる場合について説明する。

【 0 0 6 8 】

図 8 A に示すように、実施の形態 1 と同様に、第 1 の受光部 2 8 A においては、上下で隣り合う 2 列の水平ラインおきに画素情報が読み出される。すなわち、第 1 の受光部 2 8 A を構成する水平ラインのうち、ラインペア L a p 1 とラインペア L a p 3 との画素情報は読み出されて転送され、ラインペア L a p 2 とラインペア L a p 4 の画素情報とは、読み出されない。

【 0 0 6 9 】

そして、第 2 の受光部 2 8 B においては、上下 2 列の水平ライン間隔で水平ラインから画素情報が読み出される。そして、第 2 の受光部 2 8 B においては、4 つの画素が含まれるブロック P 内で画素の輝度値を加算して出力させるビニング処理が行われ、ブロック P 単位で輝度値が転送される。すなわち、図 8 B に示すように、第 2 の受光部 2 8 B においては、ラインペア L b p 1 の画素情報と、ラインペア L b p 3 の画素情報とが、読み出された後にビニング処理され、転送される。これに対し、第 2 の受光部 2 8 B においては、ラインペア L b p 2 とラインペア L b p 4 の画素情報とは読み出されない。

【 0 0 7 0 】

そして、図 8 C に示すように、第 1 の受光部 2 8 A のラインペア L a p 1 を構成する水平ライン L a 1 , L a 2 の画素情報が転送された後に、第 2 の受光部 2 8 B のラインペア L b p 1 を構成する水平ライン L b 1 , L b 2 の画素情報 (L b p 1 - B) が転送される

。この場合、第2の受光部28Bにおいては、4つの画素で構成されるブロックごとにビニング処理されるため、第2の受光部28Bのラインペアの画素情報(Lbp1-B)の情報量は、第1の受光部28AのラインペアLap1の画素情報の情報量の4分の1となる。したがって、第2の受光部28Bのラインペアあたりの画素情報の転送時間が、第1の受光部28Aのラインペアあたりの画素情報の転送時間よりも短縮化される。同調部81は、第2の受光部28Bに対し、転送時間の短縮化によって余った時間T1を露光時間に振り分けて、露光時間を延長するように制御する。蛍光はもともと強度が弱いことから、露光時間延長によって、第2の受光部28Bにおける蛍光の受光量を高めることができ、蛍光受光量の高感度検出が可能になる。

【0071】

続いて、制御装置40においては、画像処理部42が、ラインペアLap1, Lbp1-B, Lap3, Lbp3-Bの画素情報を、図8Dに示すように、転送順に縦に1ラインずつ配置することによって、白色光による通常のカラー画像と、特殊画像である蛍光画像とを重ね合わせた画像G2を生成する。このうち、ラインペアLbp1, Lbp3の画素情報は、4つの画素で構成されるブロックごとに輝度値が加算された画素情報Lbp1-B, Lbp3-Bとなる。もちろん、画像処理部42は、転送された各ラインペアの画素情報を、第1の受光部28Aに対応する画素情報および第2の受光部28Bに対応する画素情報を切り分けた上で、カラー画像と蛍光画像とをそれぞれ生成してもよい。

【0072】

このように、実施の形態1の変形例1においては、第2の受光部28Bに対してビニング処理を行わせることによって、集合ケーブル31の画像信号を伝送する信号線の単位時間当たりの伝送量を、実施の形態1における伝送量よりも減らすことができる。さらに、実施の形態1の変形例1においては、第2の受光部28Bの画素情報の転送時間を短縮化できるため、その分、露光時間を延長して、第2の受光部28Bにおける高感度撮像も実現できる。

【0073】

(実施の形態1の変形例2)

次に、実施の形態1の変形例2として、第2の受光部に対してもオンチップフィルタを設け、第1の受光部および第2の受光部にそれぞれカラーの右画像および左画像を同時投影させて、いわゆる立体画像を生成する場合について説明する。

【0074】

図9は、実施の形態1の変形例2における内視鏡の先端部を切断した切断面の一部を示す図である。図9に示すように、実施の形態1の変形例2の先端部105においては、第2の受光部28Bに代えて、第1の受光部28Aと同様に、カラー画像を撮像する特性を有する第2の受光部128Bを設け、第2の受光部128Bの受光面側には、第1の受光部28Aと同様に、カバーガラス25Bとの間に、オンチップフィルタ27Aと同じ構成のオンチップフィルタ127Bが設けられる。第1の受光部28Aおよび第2の受光部128Bは、受光面が左右に並んで回路基板26に実装されており、第1の受光部28Aはたとえば右画像を撮像し、第2の受光部128Bはたとえば左画像を撮像する。

【0075】

この場合も、実施の形態1と同様に、第1の受光部28Aにおいては、上下で隣り合う2列の水平ラインおきに画素情報が読み出される。すなわち、図10Aおよび図11に示すように、第1の受光部28Aを構成する水平ラインのうち、ラインペアLap1とラインペアLap3との画素情報は読み出されて転送され、ラインペアLap2とラインペアLap4の画素情報とは読み出されない。

【0076】

そして、第2の受光部128Bにおいても、上下2列の水平ライン間隔で水平ラインから画素情報が読み出される。すなわち、図10Bおよび図11に示すように、第2の受光部128Bにおいては、ラインラインペアLbp1-1の画素情報とラインペアLbp1-3の画素情報とが、読み出された後に転送され、ラインペアLbp1-2とラインペア

10

20

30

40

50

L b p 1 - 4 の画素情報とは読み出されない。

【 0 0 7 7 】

そして、図 1 1 に示すように、第 1 の受光部 2 8 A のラインペア L a p 1 の画素情報が転送された後に、第 2 の受光部 1 2 8 B のラインペア L b p 1 - 1 の画素情報が転送され、その後に、第 1 の受光部 2 8 A のラインペア L a p 3 の画素情報が転送される。このように、第 1 の受光部 2 8 A のラインペアの画素情報と第 2 の受光部 1 2 8 B のラインペアの画素情報は、交互に転送される。そして、制御装置においては、画像処理部が、1 フレーム期間 T f 内において順次交互に転送された第 1 の受光部 2 8 A のラインペアの画素情報と第 2 の受光部 1 2 8 B のラインペアの画素情報とを受光部ごとに切り分け、第 1 の受光部 2 8 A が撮像した右画像と、第 2 の受光部 1 2 8 B が撮像した左画像とを生成してから、生成した右画像および左画像を合成して 1 枚の立体画像を生成する。

10

【 0 0 7 8 】

このように、右画像および左画像を同時取得して立体画像を生成する実施の形態 1 の変形例 2 においても、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 1 2 8 B の 2 つの受光部の画素情報を所定のライン間隔で間引きながら交互に読み出して転送するため、実施の形態 1 と同様の効果を奏する。

【 0 0 7 9 】

なお、実施の形態 1 の変形例 2 において、通常 of 平面画像を取得する場合には、第 1 の受光部 2 8 A と第 2 の受光部 1 2 8 B のうち、第 1 の受光部 2 8 A のみに対して撮像処理を行わせれば足りる。この場合、片方の受光部に対してのみ撮像処理を行わせるため、図 1 2 のように 1 フレーム期間 T f 内において、第 1 の受光部 2 8 A の全ラインペア L a 1 ~ L p n を読み出して転送することができるため、間引き読み出しを行わずともよい。また、第 2 の受光部 1 2 8 B を、第 1 の受光部 2 8 A と同数の画素で構成するほか、第 1 の受光部 2 8 A よりも画素数を少なくしてもよい。

20

【 0 0 8 0 】

(実施の形態 2)

次に、実施の形態 2 について説明する。実施の形態 2 にかかる内視鏡は、実施の形態 1 にかかる内視鏡と同構成を有する。図 1 3 は、実施の形態 2 における第 1 の受光部および第 2 の受光部における露光処理および第 1 の受光部および第 2 の受光部に対する画素情報の読み出し処理を説明する図である。

30

【 0 0 8 1 】

実施の形態 2 では、受光部の全ラインが一定期間、同時に露光されるように、グローバルシャッタ方式が採用されており、同調部 8 1 は、図 1 3 に示すように、1 フレーム期間 T f を同期間に 2 分割し、分割した期間で、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B における露光処理、ならびに、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B に対する画素情報の読出し・転送処理をそれぞれ交互に行わせる。同調部 8 1 は、1 フレーム期間 T f を 2 分割した前半期間においては、第 1 の受光部 2 8 A に読出し・転送処理を行わせるとともに、第 2 の受光部 2 8 B に露光処理を行わせる。そして、同調部 8 1 は、1 フレーム期間 T f を 2 分割した後半期間においては、第 1 の受光部 2 8 A に露光処理を行わせるとともに、第 2 の受光部 2 8 B に読出し・転送処理を行わせる。

40

【 0 0 8 2 】

この場合、同調部 8 1 は、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B のいずれに対しても、2 列間隔で水平ラインから画素信号が読み出されるように読出し・転送処理を制御している。この結果、実施の形態 2 においては、集合ケーブル 3 1 の画像信号を伝送する信号線の単位時間当たりの伝送量を、1 つの受光部の全ラインから読み出された画素情報を送信する場合と同等とすることができ、1 つの受光部を有する構成におけるフレームレートと同フレームレートで同時表示できる。

【 0 0 8 3 】

画像処理部 4 2 は、第 1 の受光部 2 8 A の各ラインペアの画素情報と、第 2 の受光部 2 8 B の各ラインペアの画素情報とを、ラインペアごとに交互に配置することによって、白

50

色光による通常のカラー画像と、特殊画像である蛍光画像とを重ね合わせた画像を生成する。または、画像処理部 4 2 は、転送された第 1 の受光部 2 8 A の画素情報および第 2 の受光部 2 8 B の画素情報をもとに、カラー画像と、蛍光画像とを別画像として生成する。

【 0 0 8 4 】

ここで、図 1 4 (1) に示す全ラインから画素情報を読み出す全ライン読み出し方式と比較し、図 1 4 (2) に示すラインを間引きして画素情報を読み出すライン間引き読み出し方式においては転送する画素情報の情報量が少なくなるため、読出し・転送期間 T_{Fc} を全ライン読み出し方式における読出し・転送期間 T_{Ff} よりも短くすることができる。ライン間引き読み出し方式においては、全ライン読み出し方式における全ラインに対する同時露光時間 T_{Lf} に比して、全ラインに対する同時露光時間 T_{Lc} を、この読出し・転送期間の短縮化分、長くすることができる。

10

【 0 0 8 5 】

このように、実施の形態 2 においては、1 フレーム期間を 2 分割し、分割した期間ごとに第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B における露光処理、ならびに、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B に対する画素情報の読出し・転送処理をそれぞれ交互に行わせた場合も、2 つの受光部において撮像された複数の画素情報を制御装置 4 0 に同一の伝送経路を用いて適切に伝送することができるとともに、2 つの受光部に対応させてそれぞれ 2 つの画像処理部を設けずとも、取得対象の画像を適切に取得することができる。

20

【 0 0 8 6 】

また、実施の形態 2 においては、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の 2 つの受光部の画素情報を所定のライン間隔で間引きながら読み出して転送することによって、集合ケーブル 3 1 の画像信号を伝送する信号線の単位時間当たりの伝送量を、1 つの受光部の全ラインから読み出された画素情報を送信する場合と同等とする。この結果、実施の形態 2 においては、実施の形態 1 と同様に、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B が撮像した各画像を同時表示するために、2 つの受光部にそれぞれ対応させて 2 つの伝送経路を内視鏡挿入部内に搭載する必要はなく、挿入部の細径化を維持することができる。

30

【 0 0 8 7 】

また、実施の形態 2 においては、第 1 の受光部 2 8 A および第 2 の受光部 2 8 B の 2 つの受光部の画素情報を所定のライン間隔で間引きながら読み出して転送することによって、全ラインに対する同時露光時間を十分に確保することができる。

40

【 0 0 8 8 】

なお、第 1 の受光部 2 8 A、第 2 の受光部 2 8 B においては、画素単位で露光時間を調整することができる。図 1 5 は、受光部の単位画素の構成を示す回路図である。図 1 5 に示すように、単位画素は、入射光をその光量に応じた信号電荷量に光電変換して蓄電するフォトダイオード PD と、オン期間においてフォトダイオード PD に変換蓄電されている信号電荷をコンデンサ FD に転送する転送トランジスタ $F - TR$ と、オン期間においてコンデンサ FD に蓄積された信号電荷を放出してリセットする第 1 リセットトランジスタ $R - TR$ と、オン期間においてフォトダイオード PD に蓄電されている信号電荷を放出してフォトダイオード PD をリセットする第 2 リセットトランジスタ $R2 - TR$ と、選択トランジスタ $S - TR$ がオンしたときに転送トランジスタ $F - TR$ によって読み出された電圧（変換信号電圧）を同レベルの画素信号 V_{p-out} に変換して所定の信号線に出力する出力トランジスタ $SF - TR$ と、を備える。選択トランジスタ $S - TR$ は、この単位画素が含まれる水平ラインが読み出し対象のラインとして選択される場合に、オン制御される。

40

【 0 0 8 9 】

図 1 6 に示すように、同調部 8 1 の制御のもと、1 フレーム期間 T_f を 2 分割した前半期間（時間 T_1 から時間 T_2 までの間）は、特殊光光源 6 2 が照明処理を行い、これに対応して、第 2 の受光部 2 8 B が露光処理を行う。具体的には、第 2 の受光部 2 8 B の全単位画素において、第 1 リセットトランジスタ $R - TR$ 、第 2 リセットトランジスタ $R2 -$

50

T Rおよび転送トランジスタF - T Rがオフ制御され、フォトダイオードP Dに入射光量に応じた信号電荷が蓄電される。また、この前半期間（時間T 1から時間T 2までの間）においては、第1の受光部2 8 Aが読出し・転送処理を行う。第1の受光部2 8 Aにおける各トランジスタの動作制御については後述する。

【0090】

続いて、1フレーム期間T fを2分割した後半期間（時間T 2から時間T 3までの間）は、白色光源6 1が照明処理を行い、これに対応して、第1の受光部2 8 Aが露光処理を行う。具体的には、第1の受光部2 8 Aの全単位画素において、第1リセットトランジスタR - T R、第2リセットトランジスタR 2 - T Rおよび転送トランジスタF - T Rがオフ制御され、フォトダイオードP Dに入射光量に応じた信号電荷が蓄電される。

10

【0091】

また、この後半期間（時間T 2から時間T 3までの間）においては、第2の受光部2 8 Bが読出し・転送処理を行う。具体的には、第2の受光部2 8 Bのうち、読み出し対象のラインペアに含まれる単位画素において、時間T 2から時間T 2 1の間、転送トランジスタF - T Rがオン制御されてフォトダイオードP Dの信号電荷がコンデンサF Dに転送される。この後、時間T 2 1から時間T 3までの間、読み出し対象のラインにおいては、読み出し順に、順次、選択トランジスタS - T Rがオン制御されて、各ラインの画素情報が順次出力される。読み出し対象のラインペアに含まれる単位画素においては、時間T 2 1から時間T 3までの間、転送トランジスタF - T Rがオフ制御されるとともに、第2リセットトランジスタR 2 - T Rがオン制御されて、フォトダイオードP Dがリセットされる。そして、時間T 2 2から時間T 3までの間、第1リセットトランジスタR - T Rがオン制御されて、コンデンサF Dをリセットする。

20

【0092】

次のフレームにおいても、同様に、前半期間（時間T 3から時間T 4までの間）は、特殊光光源6 2が照明処理を行い、これに対応して、第2の受光部2 8 Bが露光処理を行う。具体的には、第2の受光部2 8 Bの全単位画素において、第1リセットトランジスタR - T R、第2リセットトランジスタR 2 - T Rおよび転送トランジスタF - T Rがオフ制御され、フォトダイオードP Dに入射光量に応じた信号電荷が蓄電される。

【0093】

また、この前半期間（時間T 3から時間T 4までの間）においては、第1の受光部2 8 Aが読出し・転送処理を行う。具体的には、第1の受光部2 8 Aのうち、読み出し対象のラインペアに含まれる単位画素において、時間T 3から時間T 3 1の間、転送トランジスタF - T Rがオン制御されてフォトダイオードP Dの信号電荷がコンデンサF Dに転送される。この後、時間T 3 1から時間T 4までの間、読み出し対象のラインにおいては、読み出し順に、順次、選択トランジスタS - T Rがオン制御されて、各ラインの画素情報が順次出力される。読み出し対象のラインペアに含まれる単位画素においては、時間T 3 1から時間T 4までの間、転送トランジスタF - T Rがオフ制御されるとともに、第2リセットトランジスタR 2 - T Rがオン制御されて、フォトダイオードP Dがリセットされる。そして、時間T 3 2から時間T 4までの間、第1リセットトランジスタR - T Rがオン制御されて、コンデンサF Dをリセットする。

30

40

【0094】

（実施の形態2の変形例1）

実施の形態2においては、必ずしも1フレーム期間を同じ時間の期間に2分割する必要はなく、図17に示すように、第1の受光部2 8 Aおよび第2の受光部2 8 Bの性能に合わせて、1フレーム期間を互いに異なる長さの時間の期間に分割してもよい。同調部8 1は、たとえば、1フレーム期間の前半期間T f 1を、後半期間T f 2よりも長くなるように分割する。たとえば、前半期間T f 1が、後半期間T f 2の2倍の期間となるように1フレーム期間を分割する。

【0095】

そして、同調部8 1は、期間の長い前半期間T f 1において、第2の受光部2 8 Bに露

50

光処理を行わせる。第２の受光部２８Ｂにおいては、長い期間、露光が行われるため、第２の受光部２８Ｂにおける蛍光の受光量を高めることができ、蛍光受光量の高感度検出が可能になる。また、同調部８１は、この前半期間Ｔｆ１においては、第１の受光部２８Ａに読出し・転送処理を行わせる。

【００９６】

次に、期間の短い後半期間Ｔｆ２において、同調部８１は、第２の受光部２８Ｂに転送処理を行わせる。この場合、同調部８１は、実施の形態２における読み出し対象の画素の間引き量よりも間引き量がさらに多くなるように、第２の受光部２８Ｂの読み出し対象の画素を設定する。また、この後半期間Ｔｆ２において、第１の受光部２８Ａに露光処理を行わせる。なお、白色光によるカラー画像と、特殊画像である蛍光画像とを重ね合わせた画像を生成する場合、蛍光を発している部位が判別できれば足りるため、蛍光画像の解像度は特に必要ではないことから、読み出し対象の画素の間引き量が多い場合でも、適切に画像を生成することができる。

10

【００９７】

１フレーム期間を同期間に分割する場合に限らず、この実施の形態２の変形例１のように、生成対象の画像を適切に取得できるのであれば、１フレーム期間を、第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂの性能に合わせて互いに異なる時間の期間に分割してもよい。

【００９８】

もちろん、分割する単位期間は、１フレーム期間に限らない。たとえば、図１８に示すように、２フレーム期間を単位期間とし、この単位期間を２分割し、分割した１フレーム期間ごとに、交互に、第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂにおける露光処理および第１の受光部２８Ａおよび第２の受光部２８Ｂに対する画素情報の読出し・転送処理を行わせてもよい。すなわち、同調部８１は、前半の１フレーム期間においては、第１の受光部２８Ａに読出し・転送処理を行わせるとともに、第２の受光部２８Ｂに露光処理を行わせる。そして、同調部８１は、後半の２フレーム期間においては、第１の受光部２８Ａに露光処理を行わせるとともに、第２の受光部２８Ｂに読出し・転送処理を行わせる。

20

【００９９】

また、本実施の形態は、内視鏡システムに限らず、撮像部と表示モニタが長いケーブルを介して接続されているテレビカメラに対しても適用可能である。もちろん、本実施の形態は、デジタルカメラ、デジタル一眼レフカメラ、デジタルビデオカメラ又はカメラ付き携帯電話等の撮影装置に適用することも可能である。

30

【産業上の利用可能性】

【０１００】

以上のように、本発明にかかる撮像装置は、簡易な構成で複数種の画像を取得することに有用である。

【符号の説明】

【０１０１】

- １ 内視鏡
- ２ 挿入部
- ３ 操作部
- ４ ユニバーサルコード
- ５, １０５ 先端部
- ６ 湾曲部
- ７ 可撓管部
- ８ コネクタ部
- ９ ライトガイドコネクタ
- １０ 電気接点部
- １１ 送気口金
- １２ 湾曲ノブ

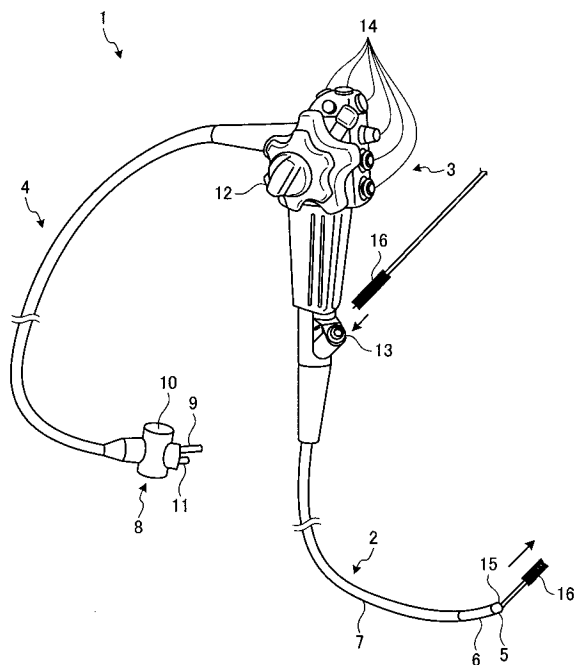
40

50

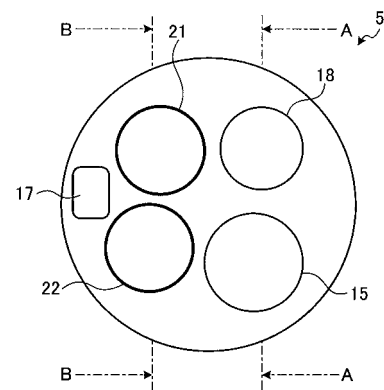
1 3	処置具挿入部	
1 4	スイッチ	
1 5	開口部	
1 6	処置具	
1 7	洗浄用ノズル	
1 8	照明窓	
1 8 a	照明レンズ	
1 9	ライトガイド	
2 0	処置具用チャンネル	
2 1 , 2 2	観察窓	10
2 3 A	第 1 の光学系	
2 3 B	第 2 の光学系	
2 3 a ~ 2 3 d	レンズ	
2 4	分光フィルタ	
2 5 A , 2 5 B	カバーガラス	
2 6	回路基板	
2 7 A , 1 2 7 B	オンチップフィルタ	
2 8 A	第 1 の受光部	
2 8 B , 1 2 8 B	第 2 の受光部	
2 9	ドライバ	20
3 0	変換回路	
3 1	集合ケーブル	
3 1 a	信号線	
3 2	電極	
3 3 A , 3 3 B	制御回路	
3 4 A , 3 4 B	タイミングジェネレータ	
3 5 A , 3 5 B	A F E 部	
3 6 A , 3 6 B	ノイズ除去部	
3 7 A , 3 7 B	ゲイン調整部	
3 8 A , 3 8 B	A / D 変換部	30
3 9	P / S 変換部	
4 0	制御装置	
4 1	S / P 変換部	
4 2	画像処理部	
4 3	同時化部	
4 3 a	フレームメモリ	
4 4	W B 調整部	
4 5	ゲイン調整部	
4 6	y 補正部	
4 7	D / A 変換部	40
4 8	フォーマット変更部	
4 9	サンプル用メモリ	
5 0	静止画像用メモリ	
5 1	明るさ検出部	
5 2	調光部	
5 3	読出アドレス設定部	
5 4	C M O S 駆動信号生成部	
5 5	制御部	
5 6	基準クロック生成部	
6 0	光源装置	50

- 6 1 白色光源
- 6 2 特殊光光源
- 6 3 光源駆動回路
- 6 4 L E Dドライバ
- 7 1 表示部
- 7 2 入力部
- 7 3 出力部
- 7 4 記憶部
- 8 1 同調部
- 1 0 0 内視鏡システム

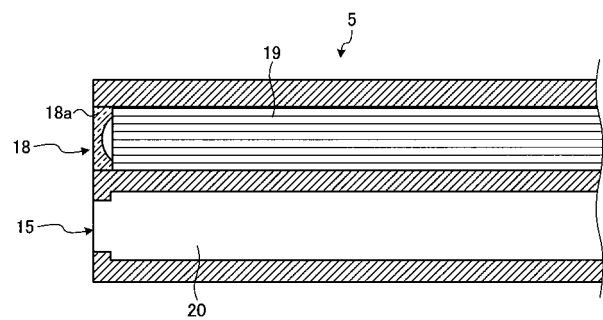
【図 1】



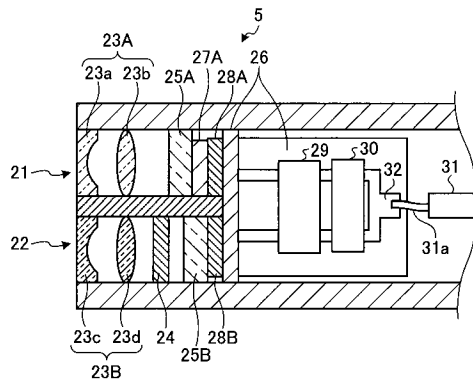
【図 2】



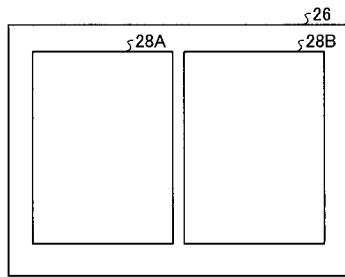
【図 3】



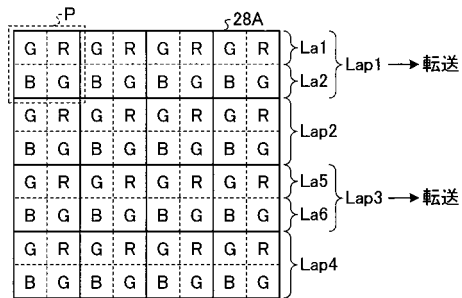
【図 4】



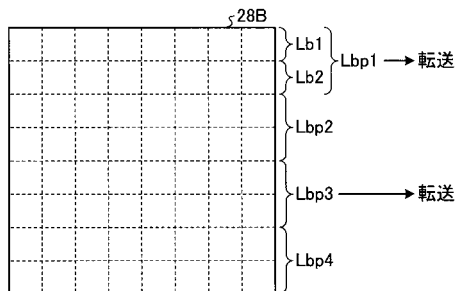
【図 5】



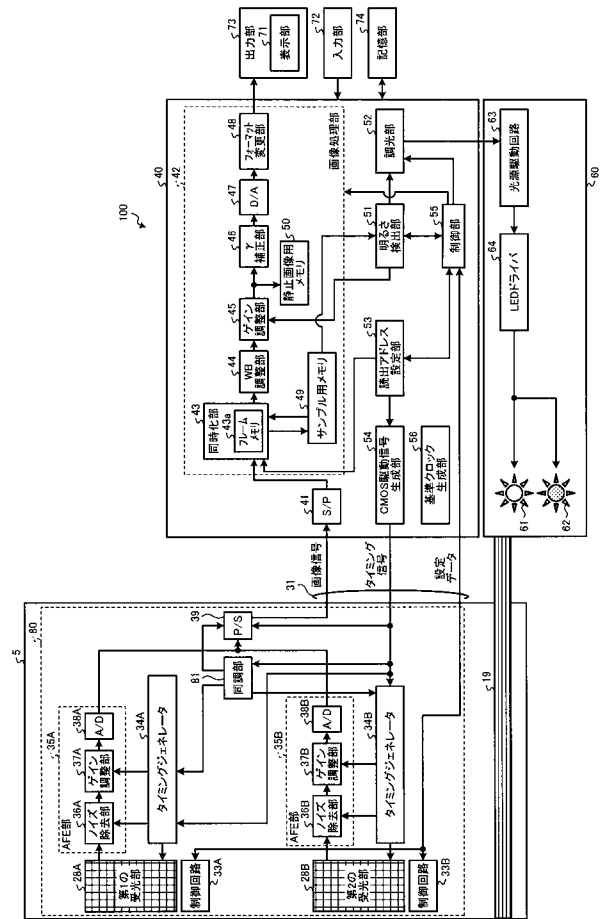
【図 7 A】



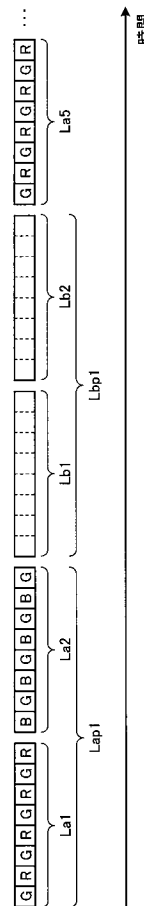
【図 7 B】



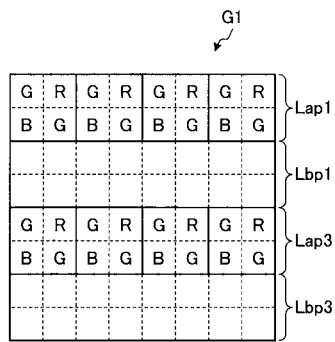
【図 6】



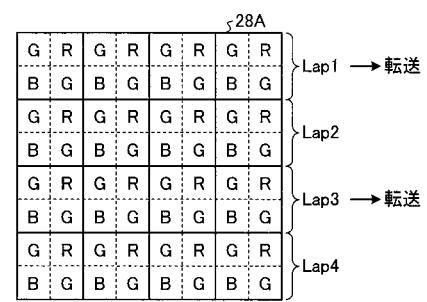
【図 7 C】



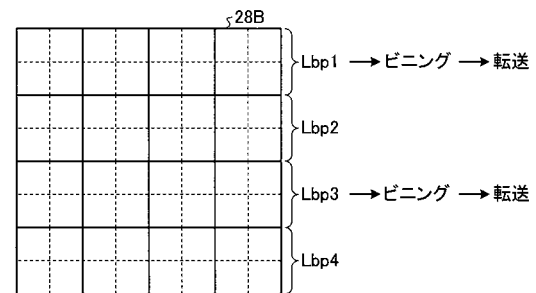
【図 7 D】



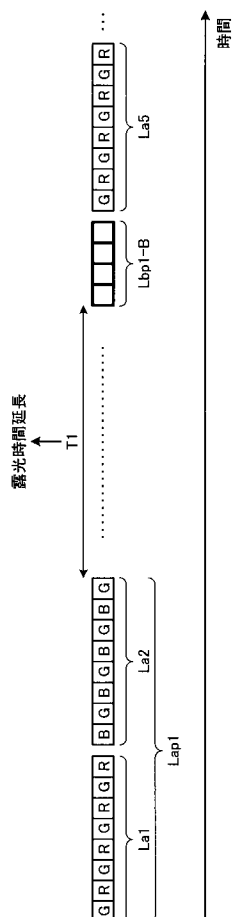
【図 8 A】



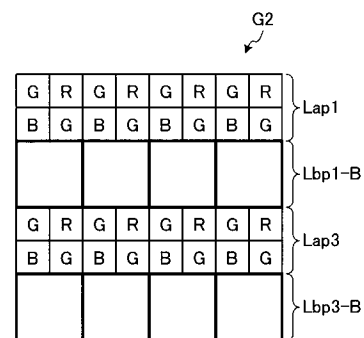
【図 8 B】



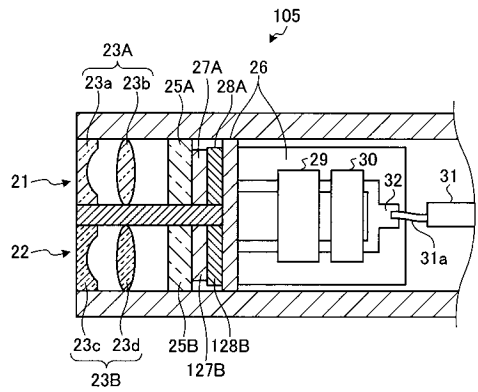
【図 8 C】



【図 8 D】



【図 9】



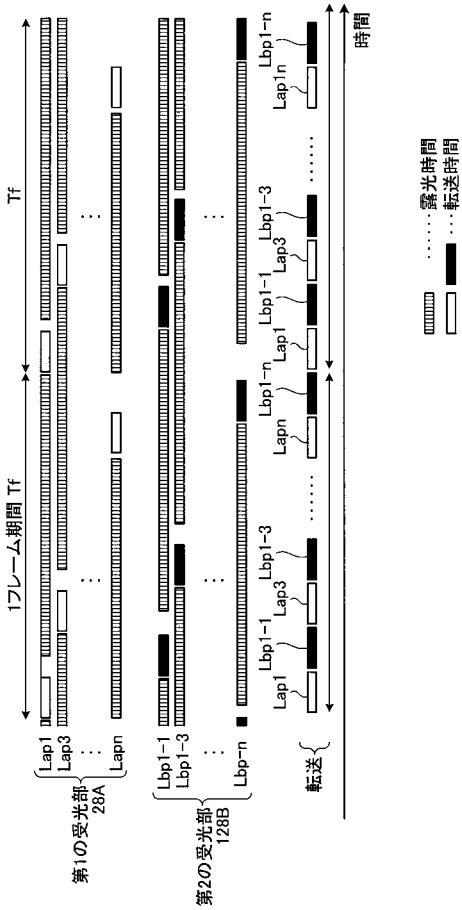
【図 1 0 A】

28A								
G	R	G	R	G	R	G	R	Lap1 → 転送
B	G	B	G	B	G	B	G	
G	R	G	R	G	R	G	R	Lap2
B	G	B	G	B	G	B	G	
G	R	G	R	G	R	G	R	Lap3 → 転送
B	G	B	G	B	G	B	G	
G	R	G	R	G	R	G	R	Lap4
B	G	B	G	B	G	B	G	

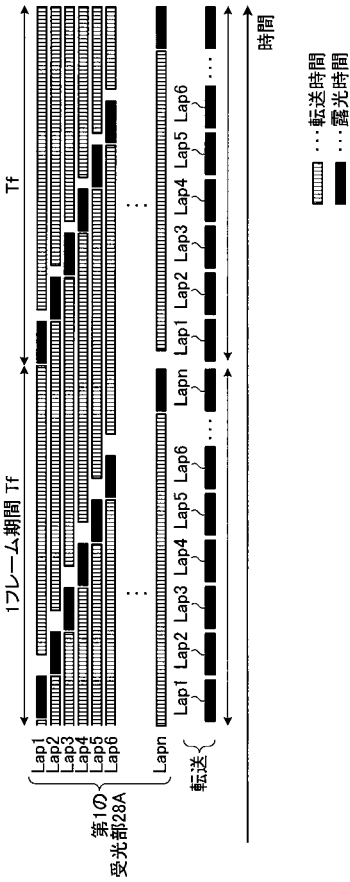
【図 1 0 B】

128B								
G	R	G	R	G	R	G	R	Lbp1-1 → 転送
B	G	B	G	B	G	B	G	
G	R	G	R	G	R	G	R	Lbp1-2
B	G	B	G	B	G	B	G	
G	R	G	R	G	R	G	R	Lbp1-3 → 転送
B	G	B	G	B	G	B	G	
G	R	G	R	G	R	G	R	Lbp1-4
B	G	B	G	B	G	B	G	

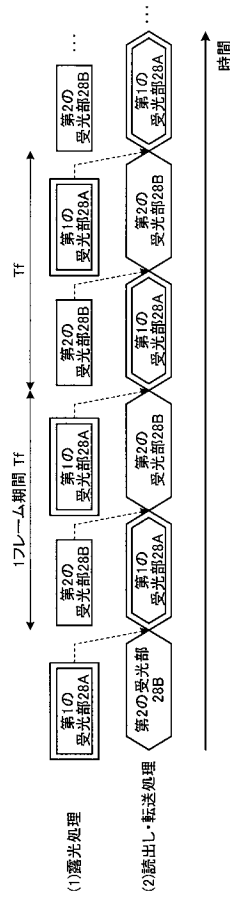
【図 1 1】



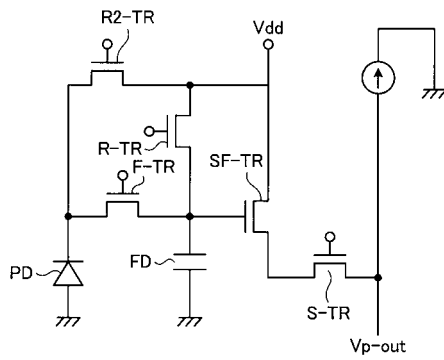
【図 1 2】



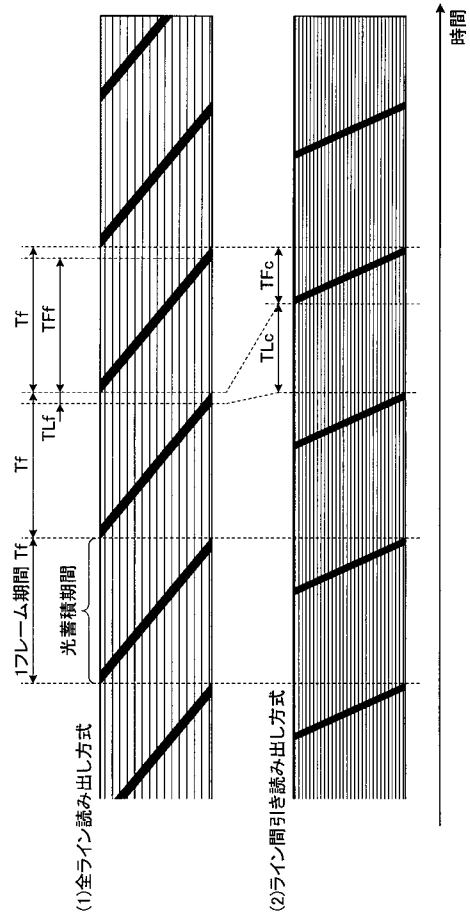
【 図 1 3 】



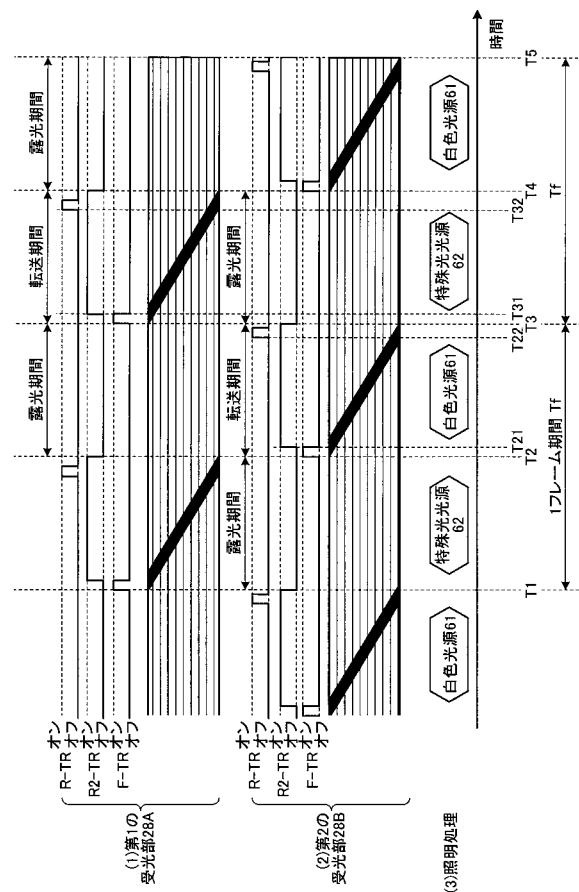
【 ㄗ 1 5 】



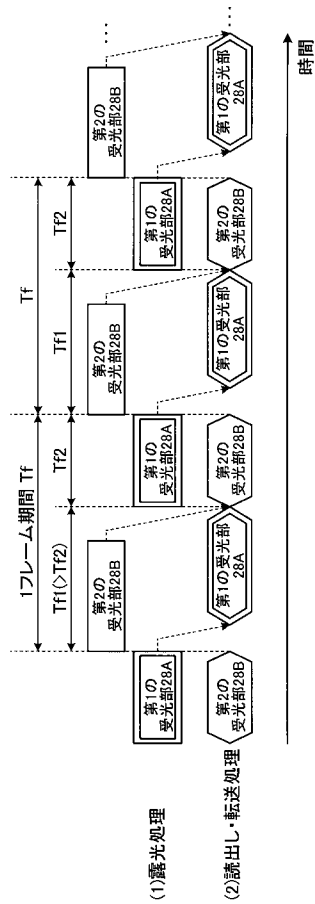
【 図 1 4 】



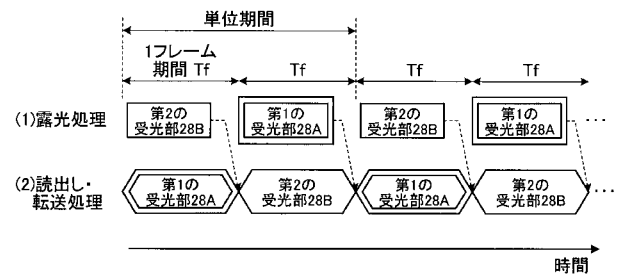
【 図 1 6 】



【図 17】



【図 18】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/070366

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, G03B7/093(2006.01)i, G03B19/07(2006.01)i, H04N5/341
(2011.01)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, G03B7/093, G03B19/07, H04N5/341, H04N5/225

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-258697 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 September 2000 (22.09.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 11-32982 A (Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 09 February 1999 (09.02.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 6-54803 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 01 March 1994 (01.03.1994), entire text; all drawings & JP 6-59199 A & US 5588948 A & US 5720706 A & DE 4405102 A	1-14

☒ 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
11 October, 2012 (11.10.12)Date of mailing of the international search report
23 October, 2012 (23.10.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/070366

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 2010-68992 A (Fujifilm Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), entire text; all drawings & US 2010/0069713 A1	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 0 3 6 6									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/04(2006, 01) i, G03B7/093(2006, 01) i, G03B19/07(2006, 01) i, H04N5/341(2011, 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（I P C）） Int.Cl. A61B1/04, G03B7/093, G03B19/07, H04N5/341, H04N5/225											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2000-258697 A（オリンパス光学工業株式会社）2000.09.22, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-14									
A	JP 11-32982 A（東芝医用システムエンジニアリング株式会社）1999.02.09, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-14									
A	JP 6-54803 A（オリンパス光学工業株式会社）1994.03.01, 全文, 全図 & JP 6-59199 A & US 5588948 A & US 5720706 A & DE 4405102 A	1-14									
☒ 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。											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> の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 </td> </tr> </table>				* 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	の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						
* 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	の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 11.10.2012		国際調査報告の発送日 23.10.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 井上 香緒梨 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3614								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 0 3 6 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-68992 A (富士フイルム株式会社) 2010.04.02, 全文, 全図 & US 2010/0069713 A1	1-14

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I		テーマコード (参考)	
G 0 3 B 17/00 (2006.01)	G 0 3 B	17/00	Q	4 C 1 6 1
G 0 3 B 7/091 (2006.01)	G 0 3 B	7/091		5 C 0 2 4
H 0 4 N 5/341 (2011.01)	H 0 4 N	5/335	4 1 0	
G 0 3 B 15/00 (2006.01)	G 0 3 B	15/00	T	
G 0 3 B 7/00 (2014.01)	G 0 3 B	7/00	Z	
G 0 3 B 17/02 (2006.01)	G 0 3 B	17/02		

(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,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,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

Fターム(参考) 4C161 BB05 CC06 FF40 LL02 LL08 MM01 MM02 NN01 PP11 SS04
TT01
5C024 AX01 BX02 CX51 CY16 DX01 GY31 HX26 HX28 HX50 JX08
JX41

(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	JPWO2013024788A1	公开(公告)日	2015-03-05
申请号	JP2013505220	申请日	2012-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	大野 涉		
发明人	大野 涉		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G03B19/06 G03B19/07 G03B17/00 G03B7/091 H04N5/341 G03B15/00 G03B7/00 G03B17/02		
CPC分类号	H04N5/2353 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00193 A61B1/04 A61B1/051 A61B1/06 H04N5/2258 H04N5/23229 H04N5/3456 H04N5/347 H04N13/239 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G03B19/06 G03B19/07 G03B17/00.Q G03B7/091 H04N5/335.410 G03B15/00.T G03B7/00.Z G03B17/02		
F-TERM分类号	2H002/CC00 2H002/JA13 2H020/ME03 2H040/CA22 2H040/DA43 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 2H054/BB05 2H054/BB07 2H100/CC03 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/SS04 4C161/TT01 5C024/AX01 5C024/BX02 5C024/CX51 5C024/CY16 5C024/DX01 5C024/GY31 5C024/HX26 5C024/HX28 5C024/HX50 5C024/JX08 5C024/JX41		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2011177692 2011-08-15 JP		
其他公开文献	JP5245022B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的内窥镜系统（100）包括第一光接收单元（28A）和第二光接收单元（28B），第一光接收单元（28A）和第二光接收单元（28B）。设置要在第一光接收单元（28A）和第二光接收单元（28B）中读取的像素，使得交替读取像素信息，并且还设置第一光接收单元（28A）和第二光接收单元（28B）中的曝光处理的定时，以及调谐单元（81），其通过使相对于第一光接收单元（28A）和第二光接收单元（28B）的像素信息的读取处理的定时相关联来进行控制，以及集合电缆（31）用于通过同一传输路径传输从第一光接收单元（28A）和第二光接收单元（28B）读取的像素信息。

