

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2012/046856

発行日 平成26年2月24日 (2014. 2. 24)

(43) 国際公開日 平成24年4月12日 (2012.4.12)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/04</b> (2006.01)	A 61 B 1/04	362J 2H040
<b>G02B 23/24</b> (2006.01)	A 61 B 1/04	372 4C161
<b>H04N 5/225</b> (2006.01)	G 02 B 23/24	B 5C024
<b>H04N 5/335</b> (2011.01)	G 02 B 23/24	A 5C122
	H 04 N 5/225	C

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁) 最終頁に続く

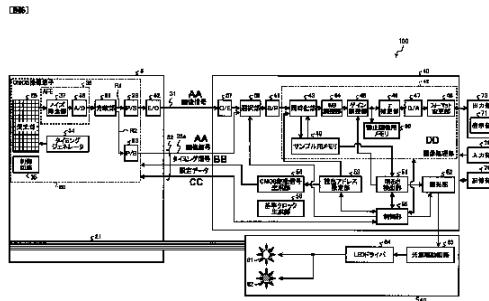
出願番号	特願2012-537781 (P2012-537781)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/073262	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明
(22) 国際出願日	平成23年10月7日 (2011.10.7)	(72) 発明者 松澤 洋彦 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 大野 渉
(11) 特許番号	特許第5155496号 (P5155496)	(72) 発明者 橋本 秀範 東京都渋谷区幡ヶ谷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 F ターム (参考) 2H040 DA17 GA02
(45) 特許公報発行日	平成25年3月6日 (2013.3.6)	
(31) 優先権主張番号	特願2010-229002 (P2010-229002)	
(32) 優先日	平成22年10月8日 (2010.10.8)	
(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】

内視鏡システム 100 は、受光部 28 によって出力された画素情報を伝送する光ファイバーケーブル 31 および電気ケーブル 32a と、光ファイバーケーブル 31 から送信された画素情報または電気ケーブル 32a から送信された画素情報をもとに画像を生成する画像処理部 42 と、画像処理部 42 が生成した画像を表示部 71 に表示させるとともに、光ファイバーケーブル 31 に伝送異常があるか否かを判断し、光ファイバーケーブル 31 における伝送異常の有無に応じて、光ファイバーケーブル 31 から送信された画素情報および電気ケーブル 32a から送信された画素情報のいずれか一方を画像処理部 42 の処理対象の画素情報として選択する制御部 55 と、を備える。



- |                           |                                    |
|---------------------------|------------------------------------|
| 88 CMOS IMAGING ELEMENT   | 48 MEMORY FOR SAMPLE               |
| 28 LIGHT RECEIVING UNIT   | 50 MEMORY FOR STILL IMAGE          |
| 34 TIMING GENERATOR       | 51 BRIGHTNESS DETECTION UNIT       |
| 35 CONTROL CIRCUIT        | 59 REFERENCE CLOCK GENERATION UNIT |
| 37 NOISE REMOVING UNIT    | 55 READ ADDRESS SETTING UNIT       |
| 61 BRIGHNESS SIGNAL       | 51 BRIGHTNESS DETECTION UNIT       |
| 68 TIMING SIGNAL          | 55 CONTROL UNIT                    |
| CC SETUP DATA             | 62 IMAGE PROCESSING UNIT           |
| 69 SELECTION UNIT         | 62 DIMMING UNIT                    |
| 43 SYNCHRONIZATION UNIT   | 65 LED DRIVER                      |
| 44 WB ADJUSTING UNIT      | 68 POWER SOURCE DRIVING CIRCUIT    |
| 46 GAIN ADJUSTING UNIT    | 73 OUTPUT UNIT                     |
| 48 V CORRECTION UNIT      | 74 STORAGE UNIT                    |
| 49 FORMAT ALTERATION UNIT |                                    |

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

撮像用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可能である撮像部と、前記撮像部によって出力された画素情報を伝送するための第1の伝送路を構成する第1の伝送部と、

前記撮像部によって出力された画素情報を伝送するための第2の伝送路を構成する第2の伝送部と、

前記第1の伝送部で送信される第1の画素情報を受信する第1の受信部と、

前記第2の伝送部で送信される第2の画素情報を受信する第2の受信部と、

前記第1の画素情報および前記第2の画素情報のいずれか一方を選択可能な選択部と、

前記第1の伝送部に伝送異常があるか否かを判断し、前記第1の伝送部における伝送異常の有無に応じて、前記第1の画素情報及び前記第2の画素情報のいずれか一方を選択するよう前記選択部を制御する制御部と、

前記制御部の制御に基づいて選択された前記第1の画素情報または第2の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】**

前記制御部は、前記第1の伝送部に伝送異常がない場合には前記第1の受信部で受信した画素情報を選択して前記画像処理部に出力させるように前記選択部を制御し、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記第2の受信部で受信した画素情報を選択して前記画像処理部に出力させるように前記選択部を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 3】**

前記画素情報の前記第1の伝送部への出力を停止可能である出力停止部をさらに備え、前記制御部は、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記出力停止部に前記撮像部によって出力された画素情報の前記第1の伝送部への出力を停止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 4】**

前記選択部は、前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第1の伝送部および前記第2の伝送部のいずれか一方に切り替える切替部であり、

前記制御部は、前記切替部に、前記第1の伝送部に伝送異常がない場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第1の伝送部に切り替えさせ、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第2の伝送部に切り替え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 5】**

前記撮像部によって出力された全画素の画素情報から一部の画素情報を抽出して前記第2の伝送部に出力する抽出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 6】**

前記撮像部は、

マトリックス状に配置する複数の画素と、

所定数の画素が配列するラインごとに設けられ、前記撮像部によって出力された画素情報に対する信号変換処理を行った後に前記第1の伝送部に出力する複数の変換部と、を備え、

前記複数の変換部の一部の変換部から出力される画素情報は、前記第1の伝送路に出力されるとともに、分岐されて前記第2の伝送部に出力されることを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。

**【請求項 7】**

前記撮像部は、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ことを特徴とする請求項1に記

10

20

30

40

50

載の撮像装置。

【請求項 8】

前記撮像部における読み出し対象の画素を任意に設定可能である設定部と、

前記撮像部において読み出し対象として指定された画素から画素情報を出力させることで画素情報を読み出す読み出し部と、

をさらに備え、

前記制御部は、前記設定部が設定する読み出し対象の画素を変更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】

前記制御部は、前記第 1 の伝送部に伝送異常がある場合、前記設定部が設定する読み出し対象の画素を、前記撮像部の全画素から抽出した一部の画素に変更するように前記読み出し対象の画素を変更することを特徴とする請求項 8 に記載の撮像装置。

10

【請求項 10】

前記選択部は、前記撮像部によって出力された画素情報を出力先を前記第 1 の伝送部および前記第 2 の伝送部のいずれか一方に切り替える切替部であり、

前記制御部は、前記切替部に、前記第 1 の伝送部に伝送異常がない場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第 1 の伝送部に切り替えさせ、前記第 1 の伝送部に伝送異常がある場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第 2 の伝送部に切り替えるように前記切替部を制御することを特徴とする請求項 8 に記載の撮像装置。

20

【請求項 11】

前記撮像部と前記第 2 の伝送部とを接続可能である接続部をさらに備え、

前記制御部は、前記接続部に、前記第 1 の伝送部に伝送異常がない場合には前記撮像部と前記第 2 の伝送部との接続を解除させ、前記第 1 の伝送部に伝送異常がある場合には前記撮像部と前記第 2 の伝送部とを接続させることを特徴とする請求項 8 に記載の撮像装置。

【請求項 12】

前記制御部は、前記第 1 の伝送部から送信された画素情報の有無をもとに第 1 の伝送部の伝送異常を判断することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

30

【請求項 13】

前記第 2 の伝送部が伝送可能な情報量は、前記第 1 の伝送部が伝送可能な情報量よりも少ない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 の伝送部は、前記第 1 の画素情報をとして前記撮像部から出力された画素情報を変換して得られる光信号を伝送し、

前記第 2 の伝送部は、前記第 2 の画素情報をとして前記撮像部から出力された画素情報を示す電気信号を伝送することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像用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可能である撮像部を備えた撮像装置に関する。

40

【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。内視鏡システムにおいては、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。このように撮像された生体画像は、この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、内視鏡システムの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

50

する。

#### 【0003】

このような内視鏡システムにおいては、挿入部の先端に撮像素子を内蔵し、撮像素子が光電変換後の電気信号を画像信号として信号処理装置に伝送し、この信号処理装置において伝送信号を処理することによって、撮像素子が撮像した画像をモニタに映し出して体内の観察を行なっている。

#### 【0004】

近年、円滑な診断および処置のために、体内画像の高精細化が要求されている。そこで、高精細化に対応したデータ量の多い画像信号を伝送するために、挿入部の先端で電気信号を光信号に変換し、変換した光信号を、光ファイバーケーブルを用いて信号処理装置に伝送する内視鏡システムが提案されている（たとえば、特許文献1参照）。

10

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0005】

#### 【特許文献1】特開2007-260066号公報

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

光ファイバーケーブルが内部に設けられる内視鏡の挿入部は、被検体の体腔内に挿入されるものであるため、観察の過程において屈曲や捻りが加えられることが多い。しかしながら、光ファイバーケーブルは、ガラス製であるため、電気信号用の信号ケーブルよりも屈曲や捻りに弱く、観察途中で断線してしまうおそれがあり、画像表示を適切に継続することができない場合があるという問題があった。

20

#### 【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、画像表示を適切に継続可能であ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、撮像用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可能である撮像部と、前記撮像部によって出力された画素情報を伝送するための第1の伝送路を構成する第1の伝送部と、前記撮像部によって出力された画素情報を伝送するための第2の伝送路を構成する第2の伝送部と、前記第1の伝送部で送信される第1の画素情報を受信する第1の受信部と、前記第2の伝送部で送信される第2の画素情報を受信する第2の受信部と、前記第1の画素情報および前記第2の画素情報のいずれか一方を選択可能な選択部と、前記第1の伝送部に伝送異常があるか否かを判断し、前記第1の伝送部における伝送異常の有無に応じて、前記第1の画素情報及び前記第2の画素情報のいずれか一方を選択するように前記選択部を制御する制御部と、前記制御部の制御に基づいて選択された前記第1の画素情報または第2の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。

30

#### 【0009】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記制御部は、前記第1の伝送部に伝送異常がない場合には前記第1の受信部で受信した画素情報を選択して前記画像処理部に出力させるように前記選択部を制御し、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記第2の受信部で受信した画素情報を選択して前記画像処理部に出力させるように前記選択部を制御することを特徴とする。

40

#### 【0010】

また、本発明にかかる撮像装置は、前記画素情報の前記第1の伝送部への出力を停止可能である出力停止部をさらに備え、前記制御部は、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記出力停止部に前記撮像部によって出力された画素情報の前記第1の伝送部への出力を停止させることを特徴とする。

50

**【 0 0 1 1 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記選択部は、前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第1の伝送部および前記第2の伝送部のいずれか一方に切り替える切替部であり、前記制御部は、前記切替部に、前記第1の伝送部に伝送異常がない場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第1の伝送部に切り替えさせ、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第2の伝送部に切り替えさせることを特徴とする。

**【 0 0 1 2 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記撮像部によって出力された全画素の画素情報から一部の画素情報を抽出して前記第2の伝送部に出力する抽出部をさらに備えたことを特徴とする。10

**【 0 0 1 3 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記撮像部は、マトリックス状に配置する複数の画素と、所定数の画素が配列するラインごとに設けられ、前記撮像部によって出力された画素情報に対する信号変換処理を行った後に前記第1の伝送部に出力する複数の変換部と、を備え、前記複数の変換部の一部の変換部から出力される画素情報は、前記第1の伝送路に出力されるとともに、分岐されて前記第2の伝送部に出力されることを特徴とする。

**【 0 0 1 4 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記撮像部は、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ことを特徴とする。20

**【 0 0 1 5 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記撮像部における読み出し対象の画素を任意に設定可能である設定部と、前記撮像部において読み出し対象として指定された画素から画素情報を出力させることで画素情報を読み出す読み出し部と、をさらに備え、前記制御部は、前記設定部が設定する読み出し対象の画素を変更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、前記制御部は、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合、前記設定部が設定する読み出し対象の画素を、前記撮像部の全画素から抽出した一部の画素に変更するように前記読み出し対象の画素を変更することを特徴とする。30

**【 0 0 1 7 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記選択部は、前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第1の伝送部および前記第2の伝送部のいずれか一方に切り替える切替部であり、前記制御部は、前記切替部に、前記第1の伝送部に伝送異常がない場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第1の伝送部に切り替えさせ、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記撮像部によって出力された画素情報の出力先を前記第2の伝送部に切り替えるように前記切替部を制御することを特徴とする。

**【 0 0 1 8 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記撮像部と前記第2の伝送部とを接続可能である接続部をさらに備え、前記制御部は、前記接続部に、前記第1の伝送部に伝送異常がない場合には前記撮像部と前記第2の伝送部との接続を解除させ、前記第1の伝送部に伝送異常がある場合には前記撮像部と前記第2の伝送部とを接続させることを特徴とする。40

**【 0 0 1 9 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記制御部は、前記第1の伝送部から送信された画素情報の有無をもとに第1の伝送部の伝送異常を判断することを特徴とする。

**【 0 0 2 0 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記第2の伝送部が伝送可能な情報量は、前記第1の伝送部が伝送可能な情報量よりも少ないことを特徴とする。

**【 0 0 2 1 】**

また、本発明にかかる撮像装置は、前記第1の伝送部は、光信号を伝送し、前記第2の50

伝送部は、電気信号を伝送する前記第1の伝送部は、前記第1の画素情報として前記撮像部から出力された画素情報を変換して得られる光信号を伝送し、前記第2の伝送部は、前記第2の画素情報として前記撮像部から出力された画素情報を示す電気信号を伝送することを特徴とする。

【発明の効果】

【0022】

本発明にかかる撮像装置は、撮像部によって出力された画素情報を伝送する伝送部として、第1の伝送部のほかに第2の伝送部を設け、第1の伝送部における伝送異常の有無に応じて、第1の伝送部から送信された画素情報および第2の伝送部から送信された画素情報のいずれか一方を選択して画像を生成し表示するため、画像表示を中断させることなく適切に継続することが可能になる。10

【図面の簡単な説明】

【0023】

【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に示す内視鏡本体部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、図2に示す回路基板を上部から見た平面図である。

【図4】図4は、図2に示す受光部の画素配列を示す図である。

【図5】図5は、図2に示す受光部の画素配列を示す図である。

【図6】図6は、実施の形態1にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。20

【図7】図7は、図6に示す分岐部の構成を説明する図である。

【図8】図8は、図6に示す内視鏡システムの体内画像表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、実施の形態1の変形例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10】図10は、実施の形態1の変形例2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11】図11は、図10に示す内視鏡システムの体内画像表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図12】図12は、実施の形態1の変形例3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。30

【図13】図13は、図12に示す切替部の構成を説明する図である。

【図14】図14は、図12に示す内視鏡システムの体内画像表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図15】図15は、実施の形態2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16】図16は、図15に示す切替部の構成を説明する図である。

【図17】図17は、図15に示す内視鏡システムの体内画像表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図18】図18は、図17に示す間引き読み出し設定処理を説明する図である。

【図19】図19は、図17に示す間引き読み出し設定処理の他の例を説明する図である。40

【図20】図20は、実施の形態2にかかる内視鏡システムの他の構成を示すブロック図である。

【図21】図21は、実施の形態2の変形例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22】図22は、図21に示す切替部の構成を説明する図である。

【図23】図23は、図6に示す光ファイバーケーブル、先端部および制御装置の腰部の他の例を説明する図である。

【図24】図24は、図6に示す光ファイバーケーブル、先端部および制御装置の腰部の50

他の例を説明する図である。

【図25】図25は、図6に示す光ファイバーケーブル、先端部および制御装置の腰部の他の例を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

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。10

【0025】

(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。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。

【0026】

挿入部2は、撮像素子としてCMOS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。20

【0027】

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、CMOS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10、先端部5のノズルに空気を送るための送気口金11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。30

【0028】

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12、体腔内に生検鉗子、レーザプローブ等の処置具16を挿入する処置具挿入部13、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14が設けられている。処置具挿入部13から挿入された処置具16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15から表出する。たとえば処置具16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。40

【0029】

次に、挿入部2の先端部5における構成を説明する。図2は、図1に示す内視鏡1の先端部5の内部構成の概略を説明する断面図である。図2は、図1に示す内視鏡1の先端部5を軸に沿って切断し、切断面から内部を見た場合について示す。図3は、図2に示す回路基板を上部から見た平面図である。図2に示すように、内視鏡1の先端部5には、照明レンズ22、観察窓23、処置具用チャンネル33と連通する処置具表出用の開口部15および送気・送水用ノズル(図示しない)が設けられている。

【0030】

照明レンズ22からは、グラスファイバ束等で構成されるライトガイド21を介して光

10

20

30

40

50

源装置から供給された白色光あるいは特殊光が出射する。観察窓 23 には、レンズ 24a, 24b からなる光学系の結像位置に、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する受光部 28 が配置される。受光部 28 は、レンズ 24a, 24b からなる光学系を介して入射した光を受光して体腔内を撮像する。受光部 28 の受光面側には、カバーガラス 25 が設けられている。カバーガラス 25 と受光部 28との間には、受光部 28 の画素の配列に対応して R, G あるいは B のフィルタが配列するオンチップフィルタ 27 が設けられる。

#### 【0031】

図 2 および図 3 に示すように、受光部 28 は、タイミング信号を中継して受光部 28 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 29 や、受光部 28 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などとともに回路基板 26 に実装される。  
10

#### 【0032】

この回路基板 26 には、読み出された画像信号を含む電気信号を光信号に変換する E/O 変換モジュール 30 が実装されている。E/O 変換モジュール 30 が変換した光信号は、光ファイバーケーブル 31 によって制御装置に伝送される。この光ファイバーケーブル 31 は、図 4 に示すように、受光部 28 の全画素から読み出された画素情報に対応した光信号を制御装置に伝送する。

#### 【0033】

回路基板 26 には、回路基板 26 に設けられた電極 26a を介して集合ケーブル 32 が接続される。受光部 28 が output した電気信号である画像信号を伝送するため、あるいは制御装置から電気信号である制御信号を伝送するため、集合ケーブル 32 は、複数の電気ケーブルによって構成される。集合ケーブル 32 のうち画像信号を伝送する電気ケーブルは、受光部 28 の全画素の画素情報から抽出された一部の画素情報に対応した電気信号を制御装置に伝送する。集合ケーブル 32 のうち画像信号を伝送する電気ケーブルは、図 5 に示すように、所定間隔で位置する一部の画素 P a ~ P k の画素情報を伝送する。集合ケーブル 32 のうち画像信号を伝送する電気ケーブルが伝送する信号量は、光ファイバーケーブル 31 が伝送する信号量よりも少なく、数十分の 1 ~ 数百分の 1 程度であり、集合ケーブル 32 のうち画像信号を伝送する電気ケーブルが伝送可能な信号量を、光ファイバーケーブル 31 が伝送可能な信号量よりも少なくできる。  
20

#### 【0034】

実施の形態 1 では、光ファイバーケーブル 31 および集合ケーブル 32 の 2 つの伝送部を設け、光ファイバーケーブル 31 および集合ケーブル 32 から画像信号を同時出力し、光ファイバーケーブル 31 の異常の有無に応じて、光ファイバーケーブル 31 から送信された画素情報および集合ケーブル 32 から送信された画素情報のいずれか一方を処理対象の画素信号として選択して、画像生成を行なっている。  
30

#### 【0035】

次に、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの構成について説明する。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 100 は、先端部 5 に設けられ撮像部として機能する CMOS 撮像素子 80 と光ファイバーケーブル 31 および複数の電気ケーブルを有する集合ケーブル 32 を介して接続する制御装置 40、白色光あるいは特殊光を供給する光源装置 60、CMOS 撮像素子 80 が撮像した体内画像を表示する表示部 71 を有し、体内観察に関する情報を出力する出力部 73、体内観察に要する各種指示情報を入力する入力部 72 および体内画像等を記憶する記憶部 74 を備える。  
40

#### 【0036】

先端部 5 には、CMOS 撮像素子 80 が設けられる。CMOS 撮像素子 80 は、受光部 28、制御回路 35、タイミングジェネレータ 34、ノイズ除去部 37 と A/D 変換部 38 とによって構成されるAFE (Analog Front End) 部 36、および、入力したデジタル信号をパラレル形態からシリアル形態に変換するP/S 変換部 39 によ  
50

って構成される。

【0037】

受光部28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。制御回路35は、制御装置40から出力された設定データにしたがって、受光部28に対する撮像処理、受光部28の撮像速度、受光部28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。

【0038】

タイミングジェネレータ34は、制御装置40から出力されたタイミング信号にしたがって駆動し、受光部28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。実施の形態1では、受光部28を構成する全画素が読み出し対象として指定され、受光部28の全画素から画素情報が読み出される。

10

【0039】

ノイズ除去部37は、受光部28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。A/D変換部38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。タイミングジェネレータ34およびAFE部36は、特許請求の範囲における読み出し部としての機能を有する。

20

【0040】

タイミングジェネレータ34およびAFE部36によって受光部28から読み出された画素情報は、配線R1および配線R2に分岐する分岐部81を経由して、光ファイバーケーブル31側のP/S変換部39に接続する配線R1および集合ケーブル32側のP/S変換部83に接続する配線R2のそれぞれに出力される。

20

【0041】

分岐部81は、図7に示すように、配線R1から分岐した配線R2上に、入力された情報の一部を所定の抽出条件にしたがい抽出して保持し、所定タイミングで出力するサンプルホールド（S/H）回路84が設けられている。S/H回路84は、AFE部36から出力された全画素の画素情報から一部の画素情報を抽出して、集合ケーブル32のうち画像信号伝送用の電気ケーブル32aに出力する。たとえば、S/H回路84は、所定数の画素が配列する各ラインのうち画素Pa～Pk（図5参照）が位置しないラインからは画素情報を抽出せず、画素Pa～Pkが位置するラインからは所定間隔で画素情報を抽出することで、画素Pa～Pkの画素情報を抽出し、保持する。S/H回路84から配線R2に出力された一部の画素情報に対応する電気信号は、P/S変換部83においてシリアル形態の画像信号に変換され、集合ケーブル32の電気ケーブル32aを介して、制御装置40に伝送される。

30

【0042】

そして、図7に示すように、分岐部81においては、入力された信号はそのまま配線R1にも出力されるため、配線R1に出力される電気信号は、受光部28の全画素の画素情報に対応したものとなる。配線R1に出力される電気信号は、P/S変換部39においてシリアル形態の画像信号に変換され、E/O変換部82において電気信号から光信号に変換された後に、光ファイバーケーブル31を介して、制御装置40に伝送される。光ファイバーケーブル31は、大容量の信号を伝送可能であるため、受光部28の全画素の画素情報に対応する光信号も伝送可能である。したがって、電気ケーブル32aが伝送する情報量は、光ファイバーケーブル31が伝送する情報量よりも少なくなる。

40

【0043】

なお、CMOS撮像素子80を構成する受光部28、タイミングジェネレータ34、制御回路35、AFE部36、分岐部81、P/S変換部39、83は、たとえば1チップ化されている。

【0044】

制御装置40は、画像信号を処理して表示部71に体内画像を表示させるとともに、内

50

視鏡システム 100 の各構成部位を制御する。制御装置 40 は、O/E 変換部 57、選択部 58、S/P 変換部 41、画像処理部 42、明るさ検出部 51、調光部 52、読み出アドレス設定部 53、CMOS 駆動信号生成部 54、制御部 55 および基準クロック生成部 56 を有する。

【0045】

O/E 変換部 57 は、光ファイバーケーブル 31 から送信された画素情報を含む光信号を電気信号に変換する。

【0046】

選択部 58 は、制御部 55 による制御のもと、光ファイバーケーブル 31 から送信された画素情報を含む光信号を受信するとともに、受信した光ファイバーケーブル 31 から送信された画素情報を選択して、S/P 変換部 41 を介して画像処理部 42 に出力する。

10

【0047】

S/P 変換部 41 は、選択部 58 から出力されたデジタル信号である画像信号をシリアル形態からパラレル形態に変換する。

【0048】

画像処理部 42 は、制御部 55 の制御に基づいて選択部 58 によって選択された画素情報をもとに体内画像を生成する。画像処理部 42 は、タイミングジェネレータ 34 および AFE 部 36 が読み出した画素の画素情報をもとに表示部 71 に表示される体内画像を生成する。

20

【0049】

画像処理部 42 は、同時化部 43、WB 調整部 44、ゲイン調整部 45、補正部 46、D/A 変換部 47、フォーマット変更部 48、サンプル用メモリ 49 および静止画像用メモリ 50 を備える。

【0050】

同時化部 43 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）に入力し、タイミングジェネレータ 34 および AFE 部 36 が読み出した受光部 28 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。同時化された RGB 画像信号は、WB 調整部 44 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 49 にも出力され、保持される。

30

【0051】

WB 調整部 44 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 45 は、RGB 画像信号のゲイン調整を行う。補正部 46 は、表示部 71 に対応させて RGB 画像信号を階調変換する。

40

【0052】

D/A 変換部 47 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 48 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 71 に出力する。この結果、表示部 71 には、1 枚の体内画像が表示される。なお、ゲイン調整部 45 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 50 にも保持される。

【0053】

明るさ検出部 51 は、サンプル用メモリ 49 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 51 内部に設け

50

られたメモリに記憶する。また、明るさ検出部51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45へ出力され、算出された光照射量は、調光部52に出力される。さらに、明るさ検出部51による検出結果は、制御部55にも出力される。

#### 【0054】

調光部52は、明るさ検出部51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60に出力する。調光部52は、光源装置60が発する光の種別、光量、発光タイミングを設定する。

#### 【0055】

読み出アドレス設定部53は、受光部28における読み出し対象の画素を任意に設定可能である。すなわち、読み出アドレス設定部53は、タイミングジェネレータ34およびAFE部36が読み出す受光部28の画素のアドレスを任意に設定可能である。また、読み出アドレス設定部53は、設定した読み出し対象の画素のアドレスを同時化部43に出力する。実施の形態1では、読み出アドレス設定部53は、受光部28を構成する全画素が読み出し対象として設定する。

#### 【0056】

C MOS駆動信号生成部54は、受光部28とC MOS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32内の所定の信号線を介してタイミングジェネレータ34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。

#### 【0057】

制御部55は、CPU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40は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル32内の所定の信号線を介して先端部5の制御回路35に出力する。設定データは、受光部28の撮像速度、受光部28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、および、読み出した画素情報の伝送制御情報などを含む。

#### 【0058】

制御部55は、光ファイバーケーブル31から制御装置40に送信された画素情報（画像信号）の有無をもとに光ファイバーケーブル31の伝送異常を判断する。そして、制御部55は、光ファイバーケーブル31における伝送異常の有無に応じて、光ファイバーケーブル31から送信された画素情報および電気ケーブル32aから送信された画素情報のいずれか一方を画像処理部42の処理対象の画素信号として選択するように選択部58を制御する。具体的には、制御部55は、光ファイバーケーブル31に伝送異常がない場合には、光ファイバーケーブル31から送信された画素情報の選択を指示する制御信号を選択部58に出力して、選択部58に、光ファイバーケーブル31から送信された画素情報を選択して出力させる。また、制御部55は、光ファイバーケーブル31に伝送異常がある場合には電気ケーブル32aから送信された画素情報の選択を指示する制御信号を選択部58に出力して、選択部58に、電気ケーブル32aから送信された画素情報を選択して出力させる。制御部55は、画像処理部42が生成した画像を表示部71に表示させる表示制御処理も行う。

#### 【0059】

基準クロック生成部56は、内視鏡システム100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100の各構成部に生成した基準クロック信号を供給する。

#### 【0060】

光源装置60は、制御部55の制御のもと、動作する。光源装置60は、LEDなどに

よって構成される白色照明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 2 1 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。

#### 【 0 0 6 1 】

次に、図 6 に示す内視鏡システム 1 0 0 の体内画像表示処理について説明する。図 8 は  
10 図 6 に示す内視鏡システム 1 0 0 の体内画像表示処理の処理手順を示すフロー チャートである。

#### 【 0 0 6 2 】

図 8 のフロー チャートに示すように、まず、制御装置 4 0 の制御部 5 5 は、入力部 7 2 等から入力される指示情報をもとに、体内画像の表示の開始の指示があるか否かを判断する(ステップ S 1)。制御部 5 5 は、体内画像の表示の開始の指示があると判断するまでステップ S 1 の判断処理を繰り返す。

#### 【 0 0 6 3 】

制御部 5 5 が体内画像の表示の開始の指示があると判断した場合(ステップ S 1 : Yes)、読み出アドレス設定部 5 3、調光部 5 2 および制御回路 3 5 に撮像処理を行わせるように制御する。制御部 5 5 は、撮像処理においては、受光部 2 8 のセンサ領域 S i 内の全画素の画素情報を読み出すように、読み出アドレス設定部 5 3 が設定する読み出し対象の画素を変更する。先端部 5 では、光源装置 6 0 からの光照射タイミングに対応させて受光部 2 8 が撮像処理を行う(ステップ S 2)。タイミングジェネレータ 3 4 および A F E 部 3 6 は、所定のタイミング信号にしたがって、受光部 2 8 の全画素から画素情報を読み出す全画素読み出し処理を行う(ステップ S 3)。読み出された全画素の画素情報に対応する画像信号が先端部 5 から制御装置 4 0 に出力される画像信号出力処理(ステップ S 4)が行われる。この画像信号出力処理においては、読み出された画素情報は、分岐部 8 1 によって配線 R 1 および配線 R 2 に分岐され、光ファイバーケーブル 3 1 および電気ケーブル 3 2 a の双方からそれぞれ送信される。このうち、光ファイバーケーブル 3 1 から送信される画像信号は、受光部 2 8 の全画素に対応するものであり、電気ケーブル 3 2 a から送信される画像信号は、受光部 2 8 の全画素から抽出された一部の画素のものに対応する。  
20

#### 【 0 0 6 4 】

次いで、制御部 5 5 は、光ファイバーケーブル 3 1 から送信された画像信号の受信の有無をもとに、光ファイバーケーブル 3 1 に伝送異常があるか否かを判断する(ステップ S 5)。制御部 5 5 は、光ファイバーケーブル 3 1 から信号を受信できなかった場合には、光ファイバーケーブル 3 1 の断線等の異常が発生したと判断する。また、制御部 5 5 は、光ファイバーケーブル 3 1 から信号を受信できたときには、光ファイバーケーブル 3 1 に伝送異常はないと判断する。  
30

#### 【 0 0 6 5 】

制御部 5 5 は、光ファイバーケーブル 3 1 に伝送異常がないと判断した場合(ステップ S 5 : No)、光ファイバーケーブル 3 1 から送信された画素情報の選択を指示する制御信号を選択部 5 8 に出力して、選択部 5 8 に、光ファイバーケーブル 3 1 から送信された光信号をもととする画像信号を選択させ(ステップ S 6)、出力させる。画像処理部 4 2 は、光ファイバーケーブル 3 1 から送信された全画素に対応する画素情報を処理して高精細化に対応した一枚の高精細画像を生成する画像処理を行う(ステップ S 7)。表示部 7 1 は、画像処理部 4 2 によって生成された高精細画像を表示する(ステップ S 8)。なお、この高精細画像は、たとえば数十万画素レベルである。  
40

#### 【 0 0 6 6 】

これに対して、制御部 5 5 は、光ファイバーケーブル 3 1 に伝送異常があると判断した  
50

場合（ステップ S 5 : Yes）、光ファイバーケーブル 3 1 経由では画像信号自体取得できないため、電気ケーブル 3 2 a から送信された画素情報の選択を指示する制御信号を選択部 5 8 に出力して、選択部 5 8 に、電気ケーブル 3 2 a から送信された電気信号をもととする画像信号を選択させ（ステップ S 9）、出力させる。画像処理部 4 2 は、電気ケーブル 3 2 a から送信された全画素の一部の画素に対応する画素情報を処理して一枚の画像を生成する画像処理を行う（ステップ S 10）。表示部 7 1 は、画像処理部 4 2 によって生成された画像を表示する（ステップ S 11）。このとき、画像処理部 4 2 によって生成される画像は、全画素から所定間隔で抽出された一部の画素の画素情報をもとに生成される間引き画像である。この間引き画像は、たとえば 10 万程度の画素レベルであり、観察にも十分使用可能な画像である。

10

#### 【0067】

ステップ S 8 またはステップ S 11 の表示処理終了後、制御部 5 5 は、入力部 7 2 等から入力される指示情報をもとに、画像表示の終了が指示されたか否かを判断する（ステップ S 12）。制御部 5 5 は、画像表示の終了が指示されたと判断した場合（ステップ S 12 : Yes）、画像表示処理を終了する。一方、制御部 5 5 は、画像表示の終了が指示されていないと判断した場合（ステップ S 12 : No）、ステップ S 2 に戻り、次フレームの画像を取得するため、撮像処理を行う。

#### 【0068】

このように、実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 100 では、受光部 2 8 によって出力された画素情報を伝送する伝送部として光ファイバーケーブル 3 1 の他に電気ケーブル 3 2 a を設け、光ファイバーケーブル 3 1 に伝送異常がない場合には、光ファイバーケーブル 3 1 から送信された全画素の画素情報を選択して、高精細化画像を生成して表示する。そして、内視鏡システム 100 では、光ファイバーケーブル 3 1 に断線等の異常が発生した場合には、電気ケーブル 3 2 a から送信された画素情報を選択して画像を生成するため、光ファイバーケーブル 3 1 の断線等があった場合でも、電気ケーブル 3 2 a で信号伝送を補償して、画像表示を中断させることなく適切に継続することが可能になる。

20

#### 【0069】

##### （実施の形態 1 の変形例 1）

次に、実施の形態 1 の変形例 1 について説明する。図 9 は、実施の形態 1 の変形例 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 9 に示すように、実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 100 a においては、先端部 5 a の CMOS 摄像素子 8 0 a に、1 ラインごとに AFE 部 3 6 - 1 ~ 3 6 - N が設けられる。

30

#### 【0070】

各 AFE 部 3 6 - 1 ~ 3 6 - N は、受光部 2 8 によって所定タイミングで出力された画素情報に対するノイズ除去処理および A / D 変換処理を行った後に、変換したデジタル信号を、光ファイバーケーブル 3 1 に接続する配線 R 1 a に出力する。そして、複数の AFE 部 3 6 の一部の AFE 部（図 9 では、AFE 部 3 6 - N）から出力される画素情報は、配線 R 1 a に出力されるとともに、分岐されて電気ケーブル 3 2 a に接続する配線 R 2 a に出力される。S / H 回路 8 1 a は、分岐された一部の AFE 部 3 6 - N によって出力された 1 ラインの画素情報から一部を抽出して、P / S 変換部 8 3 に出力する。

40

#### 【0071】

この内視鏡システム 100 a のように、AFE 部 3 6 - 1 ~ 3 6 - N をラインごとに設け、抽出対象のラインに対応する AFE 部 3 6 - N からの信号の出力先が配線 R 1 a と配線 R 2 a との双方となるように配線構造を設定してもよい。

#### 【0072】

##### （実施の形態 1 の変形例 2）

次に、実施の形態 1 の変形例 2 について説明する。図 10 は、実施の形態 1 の変形例 2 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 10 に示すように、実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 100 b においては、先端部 5 b に、図 6 に示す E / O 変換部 8 2 に代えて、E / O 変換部 8 2 と同様の機能を有するとともに、CMOS 摄像素子 8

50

0によって出力された画素情報の光ファイバーケーブル31への出力を停止できる機能も有するE/O変換部82bが設けられる。

#### 【0073】

制御装置40bの制御部55bは、図6に示す制御部55と同様の機能を有するとともに、光ファイバーケーブル31に伝送異常がある場合にはE/O変換部82bにCMOS撮像素子80によって出力された画素情報の光ファイバーケーブル31への出力を停止させる。

#### 【0074】

次に、図10に示す内視鏡システム100bの体内画像表示処理について説明する。図11は、図10に示す内視鏡システム100bの体内画像表示処理の処理手順を示すフローチャートである。  
10

#### 【0075】

図11のフローチャートに示すように、まず、制御装置40bの制御部55bは、図8に示すステップS1と同様に、体内画像の表示の開始の指示があるか否かを判断する(ステップS21)。制御部55bは、体内画像の表示の開始の指示があると判断するまでステップS21の判断処理を繰り返す。

#### 【0076】

制御部55bが体内画像の表示の開始の指示があると判断した場合(ステップS21: Yes)、図8に示すステップS2~4と同様に、受光部28における撮像処理(ステップS22)、タイミングジェネレータ34およびAFE部36による受光部28全画素に対する全画素読み出し処理(ステップS23)、読み出された画素情報に対応する画像信号に対する画像信号出力処理(ステップS24)が行われる。この画像信号出力処理においては、読み出された画素情報は、分岐部81において配線R1に出力されるとともに配線R2にも分岐して出力され、光ファイバーケーブル31および電気ケーブル32aの双方からそれぞれ送信される。  
20

#### 【0077】

次いで、制御部55bは、図8に示すステップS5と同様に、光ファイバーケーブル31に伝送異常があるか否かを判断する(ステップS25)。制御部55bは、光ファイバーケーブル31に伝送異常が無いと判断した場合(ステップS25: No)、実施の形態1と同様に、選択部58に、光ファイバーケーブル31から送信された光信号をもととする画像信号を選択させ(ステップS26)、出力させる。そして、画像処理部42は、光ファイバーケーブル31から送信された全画素に対応した光信号をもととする画素情報を取得し(ステップS27)、取得した画素情報をもとに一枚の高精細画像を生成する画像処理を行い(ステップS28)、表示部71は、画像処理部42によって生成された高精細画像を表示する(ステップS29)。  
30

#### 【0078】

これに対して、制御部55bは、光ファイバーケーブル31に伝送異常があると判断した場合(ステップS25: Yes)、光ファイバーケーブル31への情報の出力停止を指示する制御信号を先端部5bのE/O変換部82bに出力して(ステップS30)、E/O変換部82bにCMOS撮像素子80によって出力された画素情報の光ファイバーケーブル31への出力を停止させる。この結果、E/O変換部82bは、変換処理および出力処理を停止する。また、制御装置40bの画像処理部42には、電気ケーブル32aから送信された画素情報に対応する画像信号のみが入力することになる。このため、画像処理部42は、電気ケーブル32aから送信された全画素の一部の画素に対応する電気信号をそのまま取得して(ステップS31)、一枚の間引き画像を生成する画像処理を行う(ステップS32)。その後、表示部71は、画像処理部42によって生成された間引き画像を表示する(ステップS33)。  
40

#### 【0079】

ステップS29またはステップS33の表示処理終了後、制御部55bは、図8のステップS12と同様に、画像表示の終了が指示されたか否かを判断する(ステップS34)  
50

。制御部 55b は、画像表示の終了が指示されたと判断した場合（ステップ S34：Yes）、画像表示処理を終了する。一方、制御部 55b は、画像表示の終了が指示されていないと判断した場合（ステップ S34：No）、ステップ S22 に戻り、次フレームの画像を取得するため、撮像処理を行う。光ファイバーケーブル 31 の伝送異常が継続する場合には、電気ケーブル 32a から送信された全画素の一部の画素に対応する電気信号をもとに、画面が生成されるため、画像表示を中断させることなく適切に継続することが可能になる。また、光ファイバーケーブル 31 の伝送異常があった場合、E/O 変換部 82b においては変換処理および出力処理が停止されるため、先端部 5b における省電力化および発熱低減化を図ることもできる。

## 【0080】

10

## （実施の形態 1 の変形例 3）

次に、実施の形態 1 の変形例 3 について説明する。図 12 は、実施の形態 1 の変形例 3 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 12 に示すように、実施の形態 1 にかかる内視鏡システム 100c においては、先端部 5c に、図 6 に示す分岐部 81 に代えて、切替部 81c が設けられる。この切替部 81c は、図 13 に示すように、AFE 部 36 を経由して受光部 28 によって出力された画素情報の出力先を、光ファイバーケーブル 31 に接続する配線 R1 側および電気ケーブル 32a に接続する配線 R2 側のいずれか一方に切り替えるスイッチ 85 を備える。なお、切替部 81c には、分岐部 81 と同様に、配線 R2 は S/H 回路 84 に接続する。

## 【0081】

20

制御装置 40c における制御部 55c は、図 6 に示す制御部 55 と同様の機能を有する。制御部 55c は、切替部 81c に、光ファイバーケーブル 31 に伝送異常がない場合には、AFE 部 36 を経由して受光部 28 によって出力された画素情報の出力先を光ファイバーケーブル 31 に接続する配線 R1 側にスイッチ 85 を切り替えさせる。また、制御部 55c は、光ファイバーケーブル 31 に伝送異常がある場合には、切替部 81c に、AFE 部 36 を経由して受光部 28 によって出力された画素情報の出力先を電気ケーブル 32a にスイッチ 85 を切り替えさせる。なお、制御装置 40c は、図 6 に示す制御装置 40 と比較して、選択部 58 を省いた構成を有する。

## 【0082】

30

次に、図 12 に示す内視鏡システム 100c の体内画像表示処理について説明する。図 14 は、図 12 に示す内視鏡システム 100c の体内画像表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

## 【0083】

図 14 のフローチャートに示すように、まず、制御装置 40c の制御部 55c は、図 8 に示すステップ S1 と同様に、体内画像の表示の開始の指示があるか否かを判断する（ステップ S41）。制御部 55c は、体内画像の表示の開始の指示があると判断するまでステップ S41 の判断処理を繰り返す。

## 【0084】

40

制御部 55c が体内画像の表示の開始の指示があると判断した場合（ステップ S41：Yes）、制御部 55c は、1 回目の撮像処理か否かを判断する（ステップ S42）。制御部 55c が 1 回目の撮像処理であると判断した場合（ステップ S42：Yes）、高精細画像出力に対応するため、AFE 部 36 を経由して受光部 28 によって出力された画素情報の出力先を光ファイバーケーブル 31 に接続する配線 R1 側に切り替えさせる制御信号を切替部 81c に出力して、画像信号の出力を光信号出力に切り替える（ステップ S43）。

## 【0085】

制御部 55c が 1 回目の撮像処理でないと判断した場合（ステップ S42：No）、または、ステップ S43 の切替処理が終了した場合、図 8 に示すステップ S2～4 と同様に、受光部 28 における撮像処理（ステップ S44）、タイミングジェネレータ 34 および AFE 部 36 による受光部 28 全画素に対する全画素読み出し処理（ステップ S45）、

50

読み出された画素情報に対する画像信号に対する画像信号出力処理（ステップS46）が行われる。この画像信号出力処理においては、1回目の撮像処理である場合には、読み出された画素情報は、切替部81cによって切り替えられた配線R1を経由し、光ファイバーケーブル31から制御装置40cに送信される。

#### 【0086】

次いで、制御部55cは、図8に示すステップS5と同様に、光ファイバーケーブル31に伝送異常があるか否かを判断する（ステップS47）。制御部55cは、光ファイバーケーブル31に伝送異常が無いと判断した場合（ステップS47：No）、画像信号の出力が電気ケーブル32a側の配線R2に切り替えられている場合には、ステップS43と同様の処理手順を行うことによって、光信号出力に切り替える（ステップS48）。なお、光信号出力のままである場合には、光信号出力を継続させる。この場合には、画像処理部42は、光ファイバーケーブル31から送信された光信号をもととする画素情報をそのまま取得して（ステップS49）、一枚の高精細画像を生成する画像処理を行い（ステップS50）、表示部71は、画像処理部によって生成された高精細画像を表示する（ステップS51）。

10

#### 【0087】

一方、制御部55cは、光ファイバーケーブル31に伝送異常があると判断した場合（ステップS47：Yes）、今回の撮像処理が異常検出後の最初のフレームの画像に対応するか否かを判断する（ステップS52）。

20

#### 【0088】

制御部55cは、今回の撮像処理が異常検出後の最初のフレームの画像に対応すると判断した場合（ステップS52：Yes）、画像表示継続に対応するため、AFE部36を経由して受光部28によって出力された画素情報の出力先を電気ケーブル32aに接続する配線R2に切り替えさせる制御信号を切替部81cに出力して、画像信号の出力を光信号出力から電気信号出力に切り替える（ステップS53）。そして、今回の撮像処理においては、光ファイバーケーブル31の伝送異常によって画像信号が受信できなかつたため、画像処理および画像表示処理は行わず、そのままステップS57に進む。

20

#### 【0089】

制御部55cが今回の撮像処理が異常検出後の最初のフレームの画像に対応しないと判断した場合（ステップS52：No）、異常検出後の最初のフレームにおいて既に画像信号の出力が光信号出力から電気信号出力に切り替えられているため、画像処理部42は、電気ケーブル32aから送信された電気信号をそのまま取得して（ステップS54）、一枚の間引き画像を生成する画像処理を行い（ステップS55）、表示部71は、画像処理部42によって生成された間引き画像を表示する（ステップS56）。

30

#### 【0090】

続いて、ステップS51またはステップS56の表示処理終了後、または、ステップS53の電気信号出力切り替え後、制御部55cは、図8のステップS12と同様に、画像表示の終了が指示されたか否かを判断する（ステップS57）。制御部55cは、画像表示の終了が指示されたと判断した場合（ステップS57：Yes）、画像表示処理を終了する。

40

#### 【0091】

一方、制御部55cは、画像表示の終了が指示されていないと判断した場合（ステップS57：No）、ステップS42に戻り、1回目の撮像処理か否かを判断する（ステップS42）。光ファイバーケーブル31に伝送異常がなかった場合には、光信号出力が維持されるため、撮像処理（ステップS44）および全画素読み出し処理（ステップS45）が行われ、受光部28の全画素に対応する画像信号が光ファイバーケーブル31から光信号で出力された後に（ステップS46）、再度、制御部55cにおいて、光ファイバーケーブル31に伝送異常があるか否かが判断される（ステップS47）。

#### 【0092】

また、光ファイバーケーブル31に伝送異常があった場合には、電気信号出力に切り替

50

えられているため、撮像処理（ステップS44）および全画素読み出し処理（ステップS45）が行われ、受光部28の全画素から抽出された一部の画素に対応する画像信号が電気ケーブル32aから電気信号で出力された後に（ステップS46）、再度、制御部55cにおいて、光ファイバーケーブル31に伝送異常があるか否かが判断される（ステップS47）。ここで、制御部55cにおいて、光ファイバーケーブル31の伝送異常が継続したままであると判断された場合には（ステップS47：Yes）、ステップS52～ステップS56が行われ、間引き画像が表示される。一方、制御部55cにおいて、光ファイバーケーブル31の伝送異常が回復し正常となったと判断された場合には（ステップS47：No）、電気信号出力から光信号出力に切り替えられ、高精細画像の表示が行われる。

10

#### 【0093】

このように、実施の形態1の変形例3においては、実施の形態1と同様に、光ファイバーケーブル31に伝送異常が発生した場合であっても画像表示を継続できる。さらに、実施の形態1の変形例3においては、先端部5cで信号出力先を光ファイバーケーブル31に接続する配線R1側および電気ケーブル32aに接続する配線R2側のいずれかに完全に切り替えることによって、P/S変換部39, 83の双方が毎回変換処理を行う必要がなくなるため、実施の形態1よりも省電力化および発熱低減化を図ることができる。

#### 【0094】

なお、実施の形態1および実施の形態1の変形例1～3においては、撮像素子としてCMOS撮像素子を用いた場合を例に説明したが、もちろん、CCD撮像素子を用いた場合にも適用可能である。

20

#### 【0095】

##### （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では、光ファイバーケーブルに伝送異常があった場合には、CMOS撮像素子の読み出し対象の画素を全画素から一部の画素に変更して、読み出した一部の画素の画素情報を電気ケーブルを用いて伝送する場合について説明する。

#### 【0096】

図15は、実施の形態2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15に示すように、実施の形態2にかかる内視鏡システム200においては、図6に示す先端部5に代えて、CMOS撮像素子280を有する先端部205を備える。また、内視鏡システム200は、図6に示す制御装置40に代えて、制御部55と同様の機能を有する制御部255を有する制御装置240を備える。制御装置240は、図6に示す選択部58を省いた構成を有する。

30

#### 【0097】

CMOS撮像素子280は、図6に示す分岐部81に代えて、切替部281を有する。図16に示すように、切替部281は、制御部255の制御のもと、受光部28によって出力された画素情報の出力先を光ファイバーケーブル31に接続する配線R1および電気ケーブル32aに接続する配線R2のいずれか一方に切り替え可能であるスイッチ285を備える。

40

#### 【0098】

制御部255は、切替部281のスイッチ285に、光ファイバーケーブル31に伝送異常がない場合には受光部28によって出力された画素情報の出力先を光ファイバーケーブル31に接続する配線R1に切り替えさせるように切替部281を制御する。また、制御部255は、光ファイバーケーブル31に伝送異常がある場合、読み出アドレス設定部53が設定する読み出し対象の画素を、受光部28の全画素から抽出した一部の画素に変更するように読み出し対象の画素を変更するとともに、切替部281のスイッチ285に、光ファイバーケーブル31に伝送異常がある場合には受光部28によって出力された画素情報の出力先を電気ケーブル32aに接続する配線R2側に切り替えさせるように切替部281を制御する。したがって、光ファイバーケーブル31の伝送異常が発生した場合に

50

は、受光部28の全画素から抽出された一部の画素の画素情報に対応する画像信号が、電気ケーブル32aを経由して、制御装置240に出力される。制御装置240においては、画像処理部42がこの電気信号をもとに間引き画像を生成した後、表示部71が間引き画像を表示する。

【0099】

次に、図15に示す内視鏡システム200の体内画像表示処理について説明する。図17は、図15に示す内視鏡システム200の体内画像表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

【0100】

図17のフローチャートに示すように、まず、制御装置240の制御部255は、図8に示すステップS1と同様に、体内画像の表示の開始の指示があるか否かを判断する(ステップS61)。制御部255は、体内画像の表示の開始の指示があると判断するまでステップS61の判断処理を繰り返す。

【0101】

制御部255が体内画像の表示の開始の指示があると判断した場合(ステップS61: Yes)、制御部255は、1回目の撮像処理か否かを判断する(ステップS62)。制御部255が1回目の撮像処理であると判断した場合(ステップS62: Yes)、まず、高精細画像出力に対応するため、AFE部36を経由して受光部28によって出力された画素情報の出力先を光ファイバーケーブル31に接続する配線R1に切り替えさせる制御信号を切替部281に出力して、画像信号の出力を光信号出力に切り替える(ステップS64)。

【0102】

また、制御部255は、1回目の撮像処理でないと判断した場合(ステップS62: No)、前回の撮像処理に対応した信号出力処理において、光ファイバーケーブル31に伝送異常があったか否かを判断する(ステップS63)。制御部255は、前回の撮像処理に対応した信号出力処理において、光ファイバーケーブル31に伝送異常がなかったと判断した場合(ステップS63: No)、画像信号の出力を光信号出力に切り替える(ステップS64)。なお、光信号出力のままである場合には、光信号出力はそのまま継続される。

【0103】

続いて、高精細化画像取得のため、制御部255は、読み出アドレス設定部53に、受光部28の全画素を読み出し対象の画素として設定させる全画素読み出し設定処理を行う(ステップS65)。これによって、先端部205では、所定タイミングで受光部28が撮像処理を行った(ステップS66)後、タイミングジェネレータ34およびAFE部36は、受光部28の全画素から画素情報を読み出す(ステップS67)。続いて、読み出された全画素の画素情報に対応する画像信号は、切替部281によって切り替えられた配線R1を経由して、光信号に変換され、光ファイバーケーブル31から制御装置240に出力される光信号出力処理(ステップS68)が行われる。

【0104】

その後、制御部255は、今回の撮像処理に対応した信号出力処理において、光ファイバーケーブル31に伝送異常があったか否かを判断する(ステップS69)。制御部255は、光ファイバーケーブル31に伝送異常があったと判断した場合(ステップS69: Yes)、今回の撮像処理においては、光ファイバーケーブル31の伝送異常によって画像信号が受信できなかったため、画像処理および画像表示処理は行わず、そのままステップS82に進む。

【0105】

一方、制御部255が光ファイバーケーブル31に伝送異常がなかったと判断した場合(ステップS69: No)、画像処理部42は、光ファイバーケーブル31から送信された光信号をもととする画素情報をそのまま取得して(ステップS70)、一枚の高精細画像を生成する画像処理を行い(ステップS71)、表示部71は、画像処理部によって生

10

20

30

40

50

成された高精細画像を表示する（ステップS72）。

【0106】

続いて、ステップS72の表示処理終了後、または、制御部255が光ファイバーケーブル31に伝送異常があったと判断した場合（ステップS69：Yes）、制御部255は、図8のステップS12と同様に、画像表示の終了が指示されたか否かを判断する（ステップS82）。制御部255は、画像表示の終了が指示されたと判断した場合（ステップS82：Yes）、画像表示処理を終了する。

【0107】

これに対して、制御部255は、画像表示の終了が指示されていないと判断した場合（ステップS82：No）、ステップS62に戻り、1回目の撮像処理か否かを判断し、続いて、1回目の撮像処理でないと判断した場合には（ステップS62：No）、前回の撮像処理に対応した信号出力処理において、光ファイバーケーブル31に伝送異常があったか否かを判断する（ステップS63）。ここで、制御部255は、前回の撮像処理に対応した信号出力処理において光ファイバーケーブル31に伝送異常があったと判断した場合（ステップS63：Yes）、今回の撮像処理が異常検出後の最初のフレームの画像に対応するか否かを判断する（ステップS73）。

10

【0108】

制御部255は、今回の撮像処理が異常検出後の最初のフレームの画像に対応すると判断した場合（ステップS73：Yes）、画像表示継続に対応するため、AFE部36を経由して受光部28によって出力された画素情報の出力先を電気ケーブル32aに接続する配線R2に切り替えさせる制御信号を切替部281に出力して、画像信号の出力を光信号出力から電気信号出力に切り替え（ステップS74）、ステップS75に進む。

20

【0109】

続いて、制御部255は、今回の撮像処理が異常検出後の最初のフレームの画像に対応しないと判断した場合（ステップS73：No）、異常検出後の最初のフレームにおいて既に画像信号の出力が光信号出力から電気信号出力に切り替えられているため、電気信号出力をそのまま継続させ、ステップS75に進む。

20

【0110】

その後、制御部255は、画像表示を継続させるために間引き画像を取得する必要があるため、読み出アドレス設定部53が設定する読み出し対象の画素を、受光部28の全画素から所定間隔で抽出した画素のみに変更する間引き読み出し設定処理を行う（ステップS75）。

30

【0111】

この間引き読み出し設定処理として、制御部255は、読み出アドレス設定部53に、図18に示すように、2ラインごとに画素情報を読み出すようにラインL1～L7のうちラインL1, L2およびラインL5, L6の画素を読み出し対象の画素として設定させる。これ以外にも、制御部255は、読み出アドレス設定部53に、R, GあるいはG, Bの2画素を交互に読み出すように設定させてもよい。具体的には、図19に示すように、ブロックB1を構成するR, G, G, Bの画素については、R, Gの2つの画素P1, P2が読み出し対象に設定され、残りの画素P3, P4は読み出し対象外となる。そして、ブロックB1に隣り合うブロックB2については、B, Gの2つの画素P7, P8が読み出し対象に設定され、残りの画素P5, P6は読み出し対象外となる。もちろん、制御部255は、読み出アドレス設定部53に、縦方向の2ラインごとに読み出させるように読み出し対象の画素を設定させてもよく、4画素以上の所定数の画素を1ブロックとして全画素をブロック分けし、ブロック単位で読み出し対象の画素を設定させてもよい。

40

【0112】

そして、先端部205では、所定タイミングで受光部28が撮像処理を行った（ステップS76）後、タイミングジェネレータ34およびAFE部36は、受光部28の全画素から抽出された一部の画素のみから画素情報を読み出す間引き読み出し処理を行う（ステップS77）。続いて、読み出された全画素の画素情報の一部に対応する画像信号は、切

50

替部 281 によって切り替えられた配線 R2 を経由して、電気ケーブル 32a から制御装置 240 に出力される電気信号出力処理（ステップ S78）が行われる。画像処理部 42 は、電気ケーブル 32a から送信された電気信号をもととする画素情報をそのまま取得して（ステップ S79）、一枚の間引き画像を生成する画像処理を行う（ステップ S80）。表示部 71 によって画像処理部 42 によって生成された間引き画像が表示された（ステップ S81）後、ステップ S82 に進む。

#### 【0113】

このように、実施の形態 2 にかかる内視鏡システム 200 は、実施の形態 1 と同様の効果を奏する。また、内視鏡システム 200 では、光ファイバーケーブル 31 に伝送異常が発生した場合、間引き画像表示に応じた一部の画素のみから画素情報を読み出すため、実施の形態 1 と比較して、読み出し処理を効率化できるとともに、先端部 205 の CMOS 撮像素子 280 内部に S/H 回路を設ける必要がないため、先端部 205 の CMOS 撮像素子 280 の回路構成を簡略化できる。

10

#### 【0114】

なお、実施の形態 2 では、実施の形態 1 にかかる制御装置 40 と同様に、制御装置 240 側で画像処理用に使用する画像信号を選択してもよく、この場合には、先端部 205 から切替部 281 を省くことができる。

#### 【0115】

また、実施の形態 2 は、図 20 の内視鏡システム 200a に示すように、ラインごとに AFE 部 36-1 ~ 36-N が設けられた CMOS 撮像素子 280a においても適用可能である。この場合、制御装置 240a の制御部 255a は、光ファイバーケーブル 31 に伝送異常があった場合、読み出アドレス設定部 53 が設定する CMOS 撮像素子 280a の読み出し対象のラインを、切替部 281 を介して配線 R1a とともに配線 R2a とも接続可能である AFE 部 36-N の処理ラインに変更するとともに、切替部 281 に、画像信号の出力を光信号出力から電気信号出力に切り替えさせる。そして、S/H 回路 81a が、切替部 281 から出力されたラインの画素情報をから、さらに一部を抽出して、P/S 変換部 83 に出力することで、受光部 28 の全画素から抽出された一部の画素のみから読み出された画素情報に対応する電気信号が電気ケーブル 32a から出力される。

20

#### 【0116】

##### （実施の形態 2 の変形例 1）

30

次に、実施の形態 2 の変形例 1 について説明する。実施の形態 2 の変形例 2 においては、受光部において読み出された画素情報を A/D 変換前に分岐して、光ファイバーケーブルあるいは電気ケーブルのいずれかを介して、制御装置に出力する場合について説明する。

#### 【0117】

図 21 は、実施の形態 2 の変形例 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 21 に示すように、実施の形態 2 の変形例 1 にかかる内視鏡システム 200b においては、図 15 に示す先端部 205 に代えて、CMOS 撮像素子 280b を有する先端部 205b を備える。また、内視鏡システム 200b は、図 15 に示す制御装置 240 に代えて、制御部 255 と同様の機能を有する制御部 255b を有する制御装置 240b を備える。また、制御装置 240b は、電気ケーブル 32a から出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換して画像処理部 42 に出力する A/D 変換部 259 を備える。

40

#### 【0118】

CMOS 撮像素子 280b においては、ノイズ除去部 37 と A/D 変換部 38 との間の配線 R21 から配線 R22 が分岐する構成を有する。配線 R22 は、切替部 286 に接続する。切替部 286 は、図 22 に示すように、配線 R22 と、配線 R22a とを接続可能であるスイッチ 287 を備える。配線 R22a は、電気ケーブル 32a に接続するため、切替部 286 は、受光部 28 と電気ケーブル 32a とを接続可能であるといえる。

#### 【0119】

制御部 255b は、切替部 286 に、光ファイバーケーブル 31 の伝送部に伝送異常が

50

ない場合には、スイッチ 287 をオフさせる制御信号を出力して、受光部 28 と電気ケーブル 32aとの接続を解除させる。

#### 【0120】

制御部 255b は、切替部 286 に、光ファイバーケーブル 31 に伝送異常がある場合には、読み出アドレス設定部 53 が設定する読み出し対象の画素を、受光部 28 の全画素から抽出した一部の画素に変更するとともに、スイッチ 287 をオンさせる制御信号を出力して、受光部 28 と電気ケーブル 32a とを接続させる。したがって、光ファイバーケーブル 31 の伝送異常が発生した場合には、受光部 28 の全画素から抽出された一部の画素の画素情報に対応するアナログが、電気ケーブル 32a を経由して、制御装置 240b の A/D 変換部 259 に出力される。制御装置 240b においては、画像処理部 42 が、A/D 変換部 259 から出力された電気信号をもとに間引き画像を生成した後、表示部 71 が間引き画像を表示する。10

#### 【0121】

このように、実施の形態 2 の変形例 1 にかかる内視鏡システム 200b においても、実施の形態 2 と同様の効果を奏する。なお、内視鏡システム 200b においては、図 17 に示す処理手順と同様の処理手順を行うことによって、体内画像を表示している。

#### 【0122】

なお、本実施の形態 1, 2 は、電気ケーブル 32a が伝送する情報量が、光ファイバーケーブル 31 が伝送する情報量よりも少ない場合に限らず、電気ケーブル 32a が伝送する情報量と光ファイバーケーブル 31 が伝送する情報量とがほぼ同等である場合にも適用可能である。20

#### 【0123】

また、本実施の形態 1, 2 は、画像信号を伝送するケーブルとして、伝送する信号形式がそれぞれ異なる電気ケーブル 32a と光ファイバーケーブル 31 とを用いた場合に限らず、2 本の光ファイバーケーブル、あるいは、2 本の電気ケーブルを用いる場合にも適用可能である。

#### 【0124】

また、本実施の形態 1, 2 においては、1 本の光ファイバーケーブル 31 ではなく、図 23 の光信号の伝送部 331 のように、2 本の光ファイバーケーブル 332, 333 を設けて、片方の光ファイバーケーブルが断線した場合でも、もう一方の光ファイバーケーブルで伝送できるようにしてもよい。この場合には、先端部 5 の LD 部 72a および制御部 40 の PD 部 57a が、2 本の光ファイバーケーブル 332, 333 を 1 本に接合しカッティングする。また、図 24 の光信号の伝送部 334 のように、2 本の光ファイバーケーブル 335, 336 を両端の位置 D1, D2 で融着して、LD 部 72a および PD 部 57a への光ファイバーケーブルの接続を簡易化してもよい。また、図 25 に示すように、先端部 5d に、光ファイバーケーブル 332, 333 にそれぞれ対応させて LD 部 72a, 72b を設け、制御装置 40 側の PD 部 57a で受光する構成にしてもよい。この場合には、LD 部 72a, 72b は、LD 部 72a のみである場合の 2 分の 1 の周波数で伝送できる。30

#### 【符号の説明】

#### 【0125】

- 1 内視鏡
- 2 挿入部
- 3 操作部
- 4 ユニバーサルコード
- 5 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

20

30

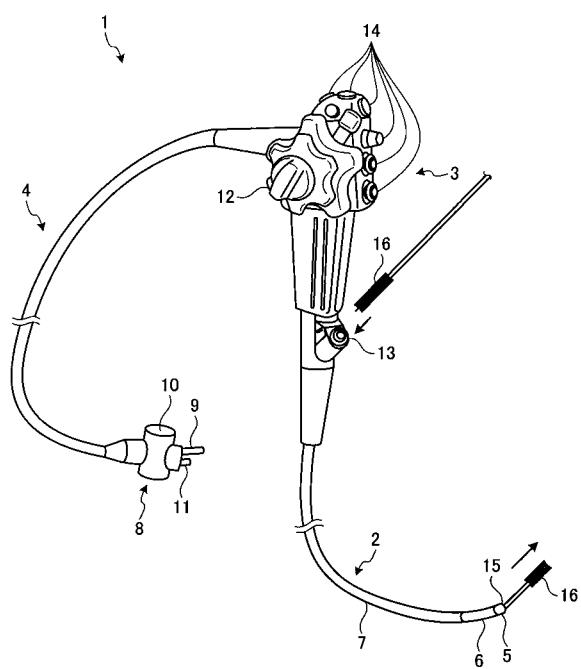
40

50

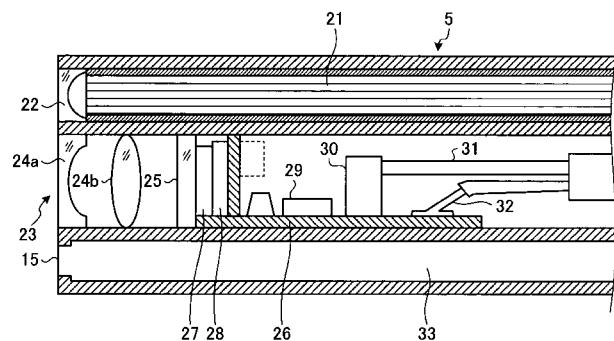
1 0	電気接点部	
1 1	送気口金	
1 2	湾曲ノブ	
1 3	処置具挿入部	
1 4	スイッチ	
1 5	開口部	
1 6	処置具	
2 1	ライトガイド	
2 2	照明レンズ	
2 3	観察窓	10
2 4 a , 2 4 b	レンズ	
2 5	カバーガラス	
2 6	回路基板	
2 7	オンチップフィルタ	
2 8	受光部	
3 0	E / O 変換モジュール	
3 1	光ファイバーケーブル	
3 2	集合ケーブル	
3 2 a	電気ケーブル	
3 3	処置具用チャンネル	
3 4	タイミングジェネレータ	20
3 5	制御回路	
3 6	A F E 部	
3 7	ノイズ除去部	
3 8	A / D 変換部	
3 9 , 8 3	P / S 変換部	
4 0 , 4 0 b , 4 0 c , 2 4 0 , 2 4 0 a , 2 4 0 b	制御装置	
4 2	画像処理部	
4 3	同時化部	
4 4	W B 調整部	30
4 5	ゲイン調整部	
4 6	補正部	
4 7	D / A 変換部	
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	40
5 5 , 5 5 b , 5 5 c , 2 5 5 , 2 5 5 a , 2 5 5 b	制御部	
5 6	基準クロック生成部	
5 7	O / E 変換部	
5 8	選択部	
6 0	光源装置	
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	50

7 2 入力部  
7 3 出力部  
7 4 記憶部  
8 1 分岐部  
8 1 a , 8 4 S / H 回路  
8 1 c , 2 8 1 , 2 8 6 切替部  
8 5 , 2 8 5 , 2 8 7 スイッチ  
8 2 , 8 2 b E / O 変換部  
1 0 0 , 1 0 0 a ~ 1 0 0 c , 2 0 0 , 2 0 0 a , 2 0 0 b 内視鏡システム

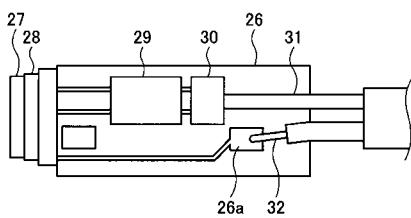
【図1】



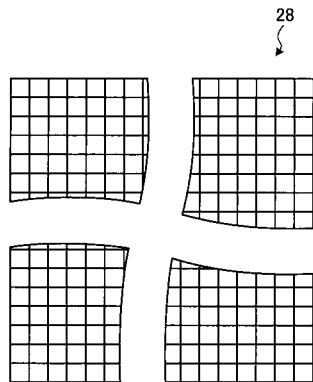
【 図 2 】



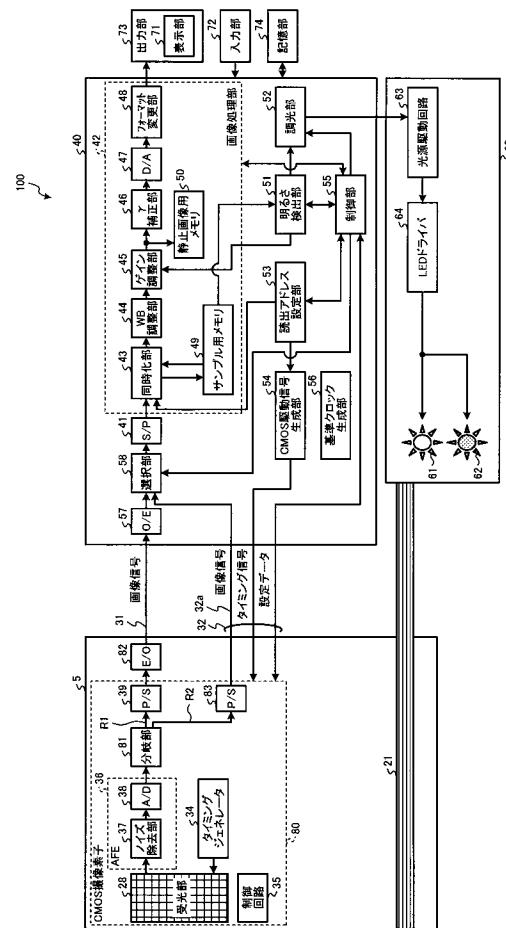
【 四 3 】



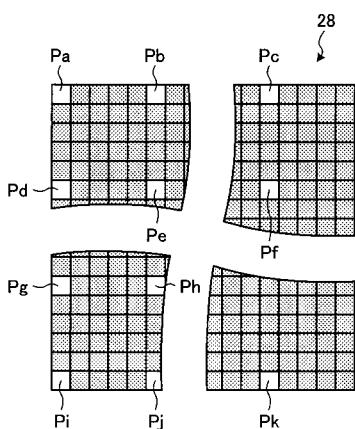
【図4】



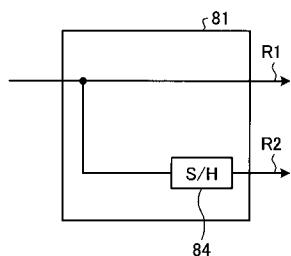
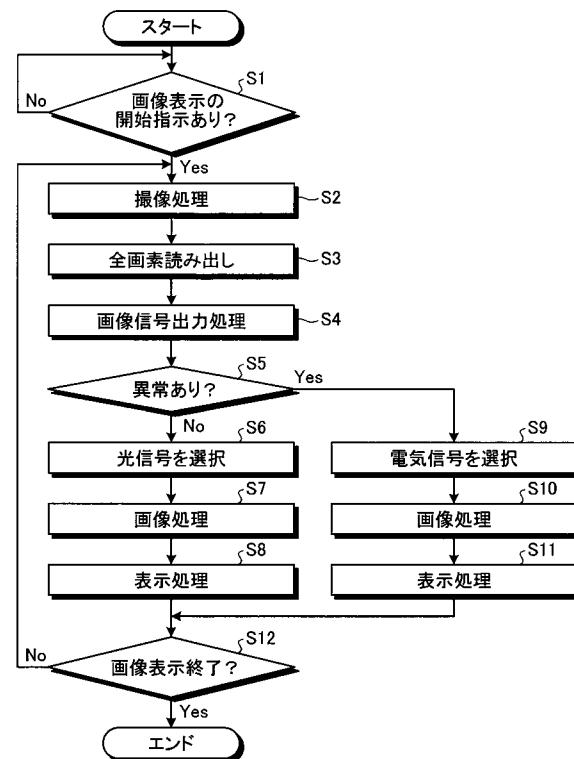
【図6】



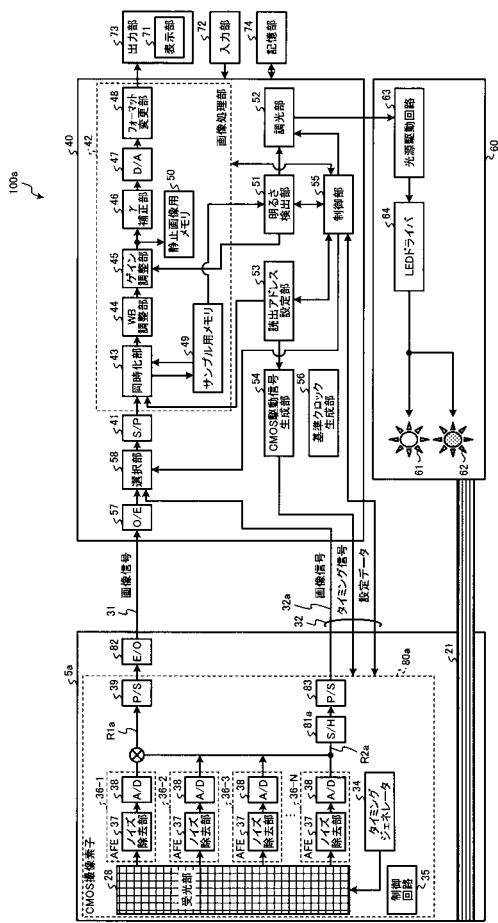
【図5】



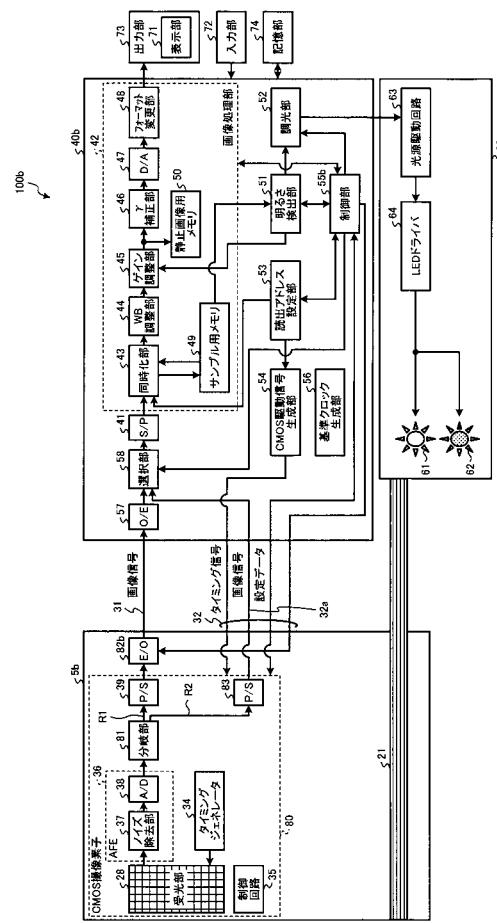
【図8】



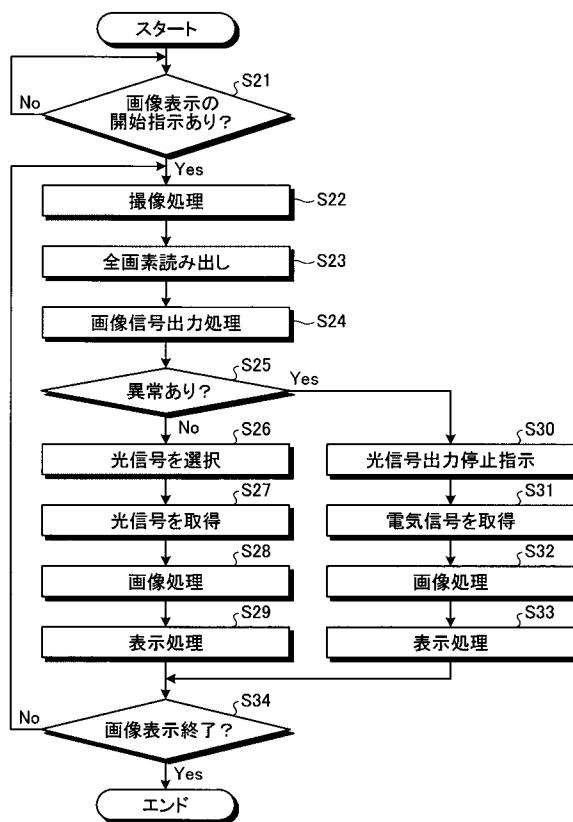
【図 9】



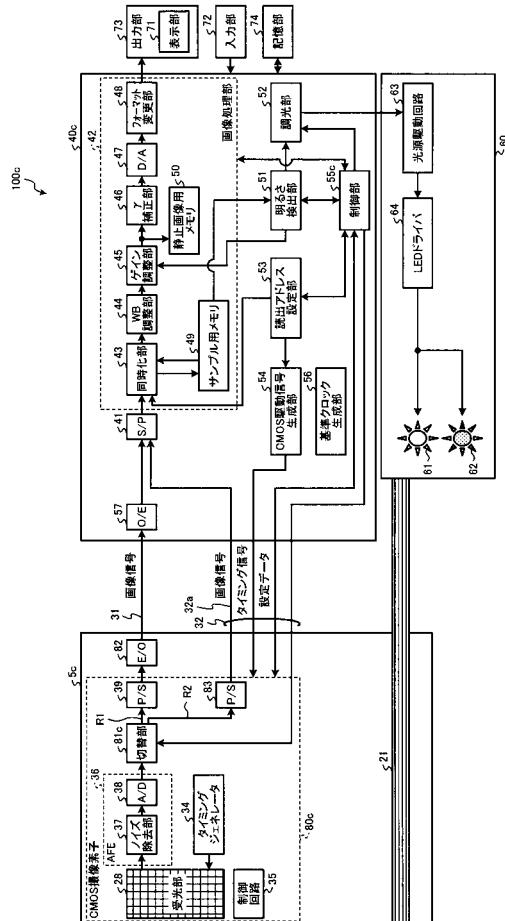
【図 10】



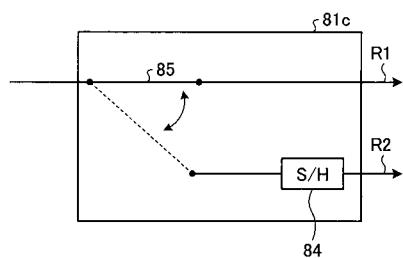
【図 11】



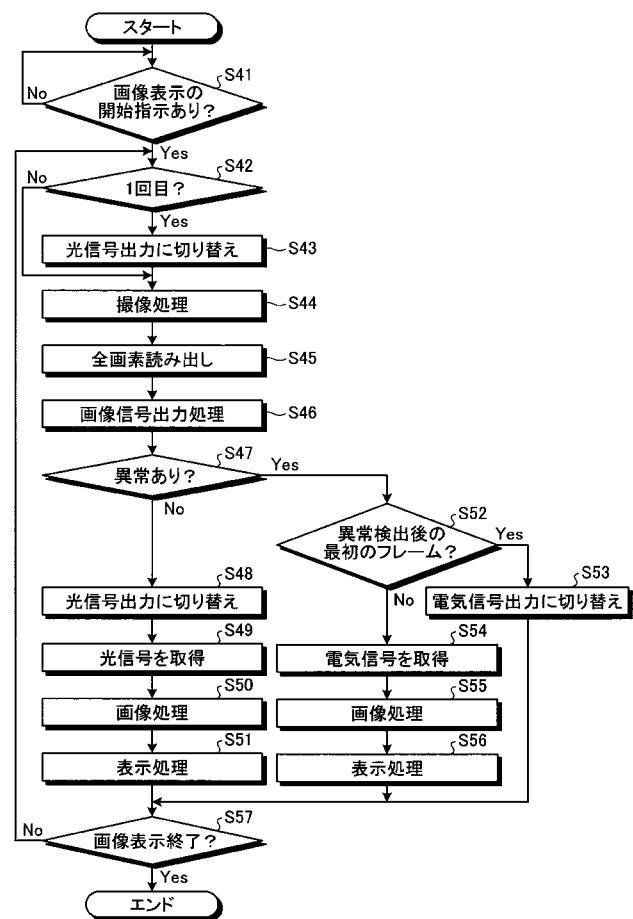
【図 12】



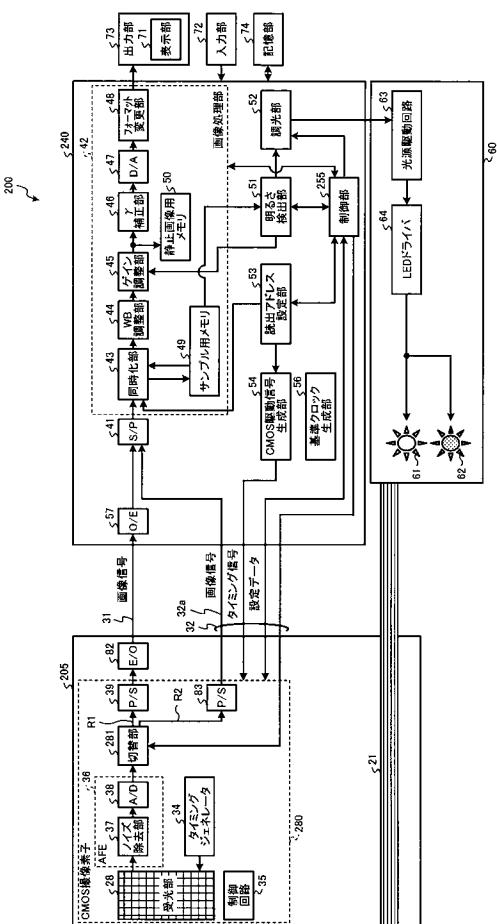
【 図 1 3 】



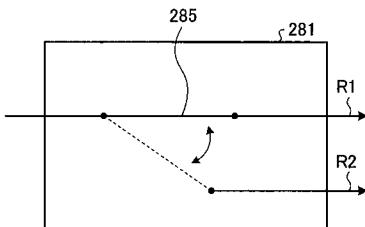
【 図 1 4 】



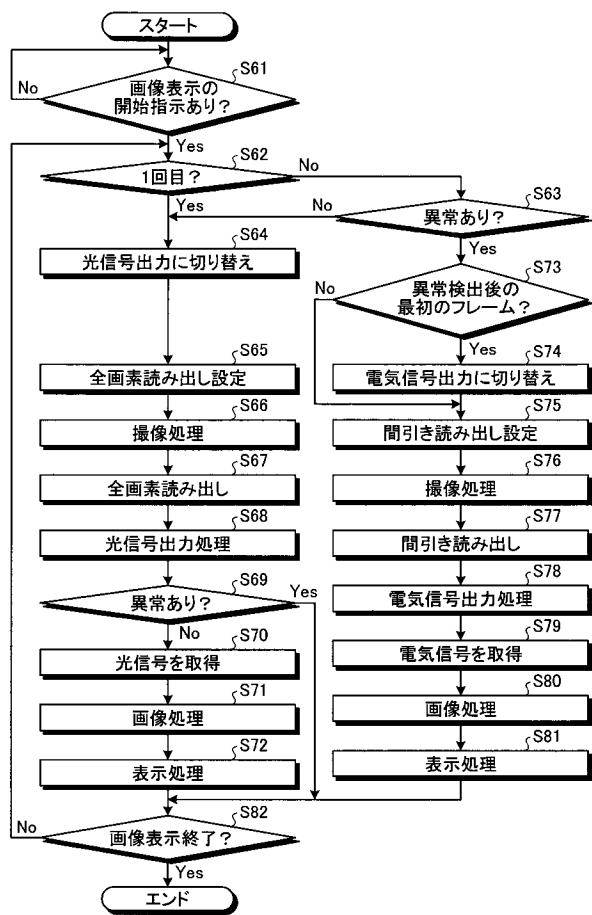
〔 15 〕



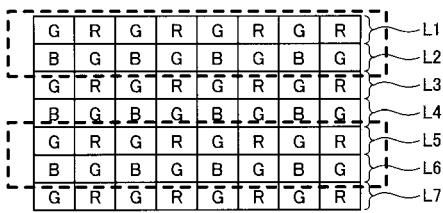
【 16 】



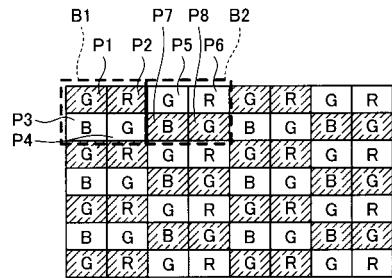
【図17】



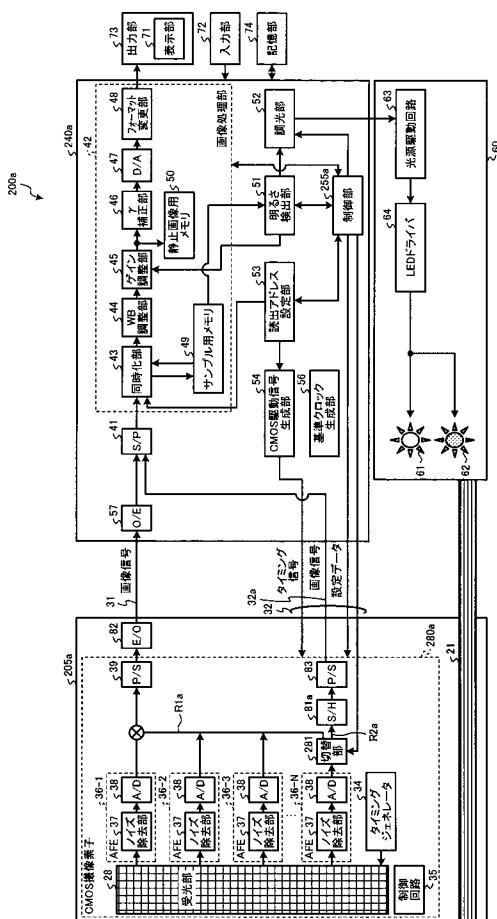
【図18】



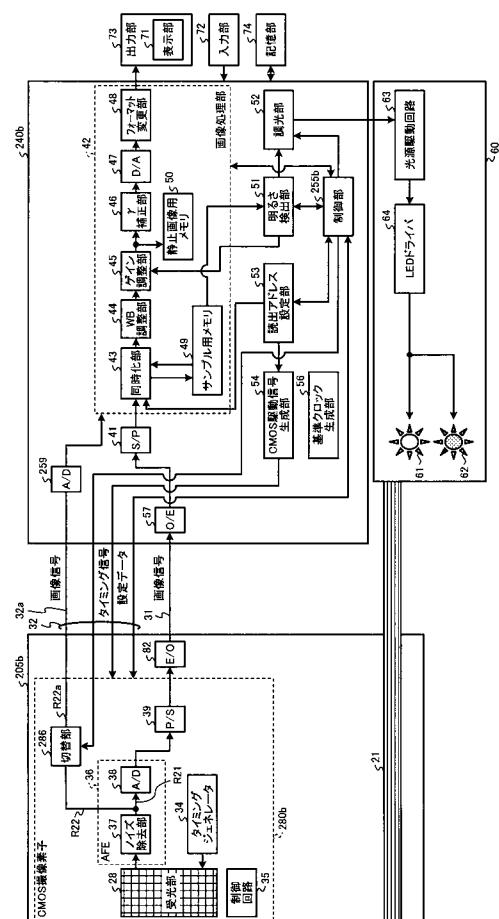
【図19】



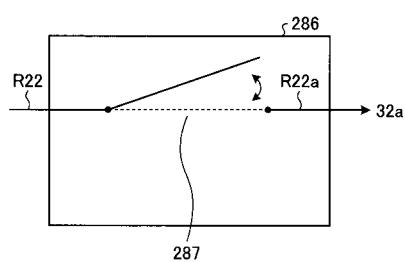
【図20】



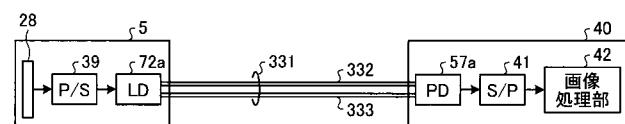
【図21】



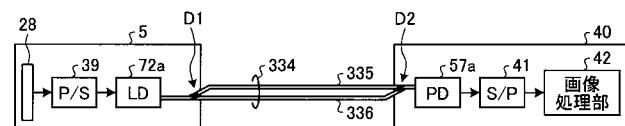
【図22】



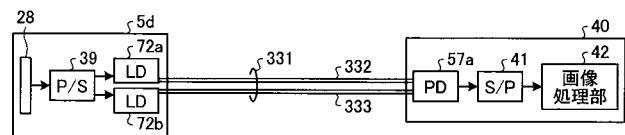
【図23】



【図24】



【図25】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/073262
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <i>A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <i>A61B1/04, G02B23/24, H04N5/225, H04N7/18</i>		
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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 61-61584 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 29 March 1986 (29.03.1986), page 3, lower right column, line 3 to page 4, lower right column, line 9; fig. 1, 2 (Family: none)	1-14
A	JP 2006-26133 A (Pentax Corp.), 02 February 2006 (02.02.2006), abstract (Family: none)	1-14
A	JP 2009-56240 A (Olympus Corp.), 19 March 2009 (19.03.2009), abstract (Family: none)	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 04 November, 2011 (04.11.11)		Date of mailing of the international search report 15 November, 2011 (15.11.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2011/073262

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 4-329923 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 November 1992 (18.11.1992), paragraphs [0019] to [0021]; fig. 1 & US 5374953 A	1-14
A	JP 2007-260066 A (Pentax Corp.), 11 October 2007 (11.10.2007), abstract & US 2007/0232860 A1 & DE 102007014974 A	1-14
A	JP 60-210234 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 October 1985 (22.10.1985), page 4, lower left column, line 7 to page 5, upper left column, line 1; fig. 4 (Family: none)	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/073262													
<p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i</p>															
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））</p> <p>Int.Cl. A61B1/04, G02B23/24, H04N5/225, H04N7/18</p>															
<p>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</p> <table> <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>1971-2011年</td></tr> <tr><td>日本国実用新案登録公報</td><td>1996-2011年</td></tr> <tr><td>日本国登録実用新案公報</td><td>1994-2011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	1971-2011年	日本国実用新案登録公報	1996-2011年	日本国登録実用新案公報	1994-2011年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2011年														
日本国実用新案登録公報	1996-2011年														
日本国登録実用新案公報	1994-2011年														
<p>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）</p>															
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>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</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 61-61584 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986.03.29, 第3頁 右下欄第3行-第4頁右下欄第9行、第1,2図 (ファミリーなし)</td> <td>1-14</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2006-26133 A (ペンタックス株式会社) 2006.02.02, 【要約】 (フ アミリーなし)</td> <td>1-14</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2009-56240 A (オリンパス株式会社) 2009.03.19, 【要約】 (フ アミリーなし)</td> <td>1-14</td> </tr> </tbody> </table>				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 61-61584 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986.03.29, 第3頁 右下欄第3行-第4頁右下欄第9行、第1,2図 (ファミリーなし)	1-14	A	JP 2006-26133 A (ペンタックス株式会社) 2006.02.02, 【要約】 (フ アミリーなし)	1-14	A	JP 2009-56240 A (オリンパス株式会社) 2009.03.19, 【要約】 (フ アミリーなし)	1-14
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 61-61584 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986.03.29, 第3頁 右下欄第3行-第4頁右下欄第9行、第1,2図 (ファミリーなし)	1-14													
A	JP 2006-26133 A (ペンタックス株式会社) 2006.02.02, 【要約】 (フ アミリーなし)	1-14													
A	JP 2009-56240 A (オリンパス株式会社) 2009.03.19, 【要約】 (フ アミリーなし)	1-14													
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。													
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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）</p> <p>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p> <p>の日の後に公表された文献</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「&amp;」同一パテントファミリー文献</p>															
国際調査を完了した日 04.11.2011	国際調査報告の発送日 15.11.2011														
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 門田 宏	2Q	9224												
	電話番号 03-3581-1101 内線 3292														

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/073262
C (続き) . 関連すると認められる文献		関連する 請求項の番号
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 4-329923 A (オリンパス光学工業株式会社) 1992.11.18, 【0019】 - 【0021】、第1図 & US 5374953 A	1-14
A	JP 2007-260066 A (ペンタックス株式会社) 2007.10.11, 【要約】 & US 2007/0232860 A1 & DE 102007014974 A	1-14
A	JP 60-210234 A (オリンパス光学工業株式会社) 1985.10.22, 第4 頁左下欄第7行-第5頁左上欄第1行、第4図 (ファミリーなし)	1-14

---

フロントページの続き

(51) Int.CI. F I テーマコード(参考)  
H 0 4 N 5/335

(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,MD,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,R0,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,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,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,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 BB02 CC06 DD03 FF45 FF46 HH51 JJ17 JJ19 LL02 NN03  
SS18 UU03 UU05 UU08 UU10  
5C024 BX02 CY16 HX50 JX08 JX09  
5C122 DA25 EA01 FC11 FC12 GC35 GC46 HA86 HB01

(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	<a href="#">JPWO2012046856A1</a>	公开(公告)日	2014-02-24
申请号	JP2012537781	申请日	2011-10-07
[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	松澤洋彥 大野涉 橋本秀範		
发明人	松澤 洋彥 大野 渉 橋本 秀範		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/335		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00013 A61B1/00018 A61B1/00057 A61B1/05 A61B5/0031 G02B23/2446 G02B23/2469 G02B23/2484 H04B1/74 H04N5/2251 H04N5/23203 H04N7/183 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/24.A H04N5/225.C H04N5/335		
F-TERM分类号	2H040/DA17 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/SS18 4C161/UU03 4C161/UU05 4C161/UU08 4C161/UU10 5C024/BX02 5C024/CY16 5C024/HX50 5C024/JX08 5C024/JX09 5C122/DA25 5C122/EA01 5C122/FC11 5C122/FC12 5C122/GC35 5C122/GC46 5C122/HA86 5C122/HB01		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010229002 2010-10-08 JP		
其他公开文献	JP5155496B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

内窥镜系统100包括：光缆31和电缆32a，其传输由光接收部28输出的像素信息；图像处理器42，其基于从光缆31或光缆32a传输的像素信息生成图像。控制单元55控制从电缆32a传输的像素信息，控制单元55控制显示单元71显示由图像处理器42生成的图像，确定在光缆31中是否存在传输异常，并选择作为由图像处理器42处理的目标的像素信息，根据光纤中是否存在传输异常，从光纤电缆31发送的像素信息和从电缆32a发送的像素信息之一 电缆31。

