

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-160098  
(P2015-160098A)

(43) 公開日 平成27年9月7日(2015.9.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	2 H 0 4 O
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 D	4 C 1 6 1
<b>G O 2 B 23/24 (2006.01)</b>	G O 2 B 23/24 B	
	G O 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2014-38850 (P2014-38850)  
(22) 出願日 平成26年2月28日 (2014.2.28)

(71) 出願人 306037311  
富士フイルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74) 代理人 100075281  
弁理士 小林 和憲  
(72) 発明者 鈴木 一誠  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内  
(72) 発明者 福島 公威  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内  
(72) 発明者 下村 浩司  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

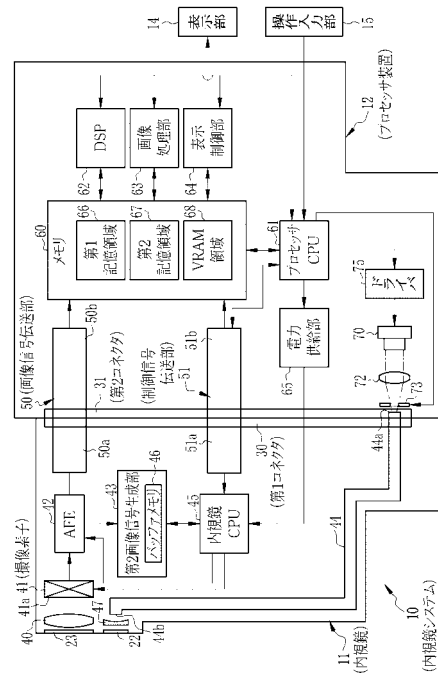
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】第2画像信号の伝送のための専用の伝送部追加によるコストアップおよび内視鏡挿入部の太径化を防いだ内視鏡システムを提供する。

【解決手段】画像信号伝送部50は、第1画像信号を第1光信号に変換して内視鏡11からプロセッサ装置12に伝送する。制御信号伝送部51は、内視鏡11とプロセッサ装置12の間で遣り取りされる制御信号を伝送する。第2画像信号生成部43は、第1画像信号よりもデータ量が少ない第2画像信号を生成する。内視鏡CPU45は、制御信号伝送部51を用いて第2画像信号を伝送する。プロセッサCPU61は、画像信号伝送部50によって第1画像信号が伝送された場合には、第1画像信号に基づいて生成された第1観察画像を表示部14に出力させ、第1画像信号の伝送が不調になった場合には、第2画像信号に基づいて生成された第2観察画像を表示部14に出力させる。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

観察部位を撮像して第 1 画像信号を出力する撮像素子を有する内視鏡と、  
前記第 1 画像信号に基づいて、表示部に出力する第 1 観察画像を生成するプロセッサ装置と、

前記第 1 画像信号を第 1 光信号に変換して前記内視鏡から前記プロセッサ装置に伝送する画像信号伝送部と、

前記内視鏡と前記プロセッサ装置との間で遣り取りされる制御信号を伝送する制御信号伝送部と、

前記第 1 画像信号に基づいて、前記第 1 画像信号よりもデータ量が少ない第 2 画像信号を生成する第 2 画像信号生成部と、

前記制御信号伝送部を用いて、前記第 2 画像信号を伝送する伝送制御部と、

前記第 1 観察画像と、前記第 2 画像信号に基づいて生成された第 2 観察画像のいずれを前記表示部に出力するかを選択する画像選択部とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記画像選択部は、前記画像信号伝送部による前記第 1 画像信号の伝送が不調でない場合には前記第 1 観察画像を選択し、

前記画像信号伝送部による前記第 1 画像信号の伝送が不調になった場合には前記第 2 観察画像を選択することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

**【請求項 3】**

前記内視鏡に設けられ、前記プロセッサ装置と機械的に接続するための第 1 コネクタと、

前記プロセッサ装置に設けられ、前記第 1 コネクタと接続する第 2 コネクタとを備え、

前記画像信号伝送部は、前記第 1 コネクタに設けられ、前記第 1 光信号を発する第 1 発光素子と、

前記第 2 コネクタに設けられ、前記第 1 発光素子が発した前記第 1 光信号を受光する第 1 受光素子とを有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記第 1 発光素子は半導体レーザであることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

30

**【請求項 5】**

前記制御信号伝送部は、前記制御信号および前記第 2 画像信号を第 2 光信号に変換して伝送するものであり、

前記第 1 コネクタに設けられ、前記第 2 光信号を発する第 2 発光素子と、

前記第 2 コネクタに設けられ、前記第 2 発光素子が発した前記第 2 光信号を受光する第 2 受光素子とを有することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記第 2 発光素子は発光ダイオードであることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

40

**【請求項 7】**

前記第 2 画像信号は、前記第 1 画像信号よりもフレームレートが低い、画素数が少ない、階調数が少ない、のうちの少なくともいずれか 1 つであることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記第 2 画像信号生成部は、前記第 1 画像信号のフレームを間引いて出力することで、前記第 1 画像信号よりもフレームレートが低い前記第 2 画像信号を生成することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 9】**

前記第 2 画像信号生成部は、前記撮像素子の撮像領域の一部の前記第 1 画像信号を前記

50

第2画像信号として出力することで、前記第1画像信号よりも画素数が少ない前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項7または8に記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記第1画像信号は複数の信号種を有し、

前記第2画像信号生成部は、前記第1画像信号の複数の信号種のうちの1種を前記第2画像信号として出力することで、前記第1画像信号よりも階調数が少ない前記第2画像信号を生成することを特徴とする請求項7ないし9のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記伝送制御部は、前記制御信号の伝送タイミングの合間のブランク期間を利用して、前記第2画像信号を伝送することを特徴とする請求項1ないし10のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項12】

前記伝送制御部は、前記第2画像信号を複数のパケットに分割し、分割した前記パケットを時分割で伝送することを特徴とする請求項1ないし11のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡システムを用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡に照明光を供給するための光源装置と、内視鏡が出力する画像信号を処理するプロセッサ装置とを備えている。内視鏡は患者の体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端部には、体内の観察部位に照明光を照射する照明窓と、観察部位の像を取り込むための観察窓が配されている。内視鏡には、光ファイバをバンドル化したファイババンドルからなるライトガイドが内蔵されている。ライトガイドは、光源装置から供給された照明光を照明窓に導光する。観察窓の奥には撮像素子が配されている。撮像素子は、照明光が照射された観察部位を撮像し、画像信号を出力する。プロセッサ装置は画像信号に基づいて観察用の画像（以下、観察画像という）を生成し、これを液晶モニタ等の表示部に表示させる。

30

【0003】

内視鏡システムには、画像信号を内視鏡からプロセッサ装置に伝送する画像信号伝送部と、内視鏡とプロセッサ装置との間で遣り取りされる制御信号を伝送する制御信号伝送部の2つの伝送部が設けられている。画像信号伝送部には、電気ケーブルと金属接点を用いた接点伝送方式の他、画像信号を光信号に変換して伝送する光伝送方式が提案されている（特許文献1参照）。光伝送方式はデータの伝送速度が比較的速く、近年の観察画像の高画質化に伴う画像信号のデータ量の増加にも対応することができる。

【0004】

特許文献1に記載の画像信号伝送部は、画像信号を変換した光信号を発する発光素子（E/Oコンバータ部、半導体レーザ）と、発光素子が発した光信号を受光する受光素子（O/Eコンバータ部、フォトダイオード）と、これら発光素子および受光素子を接続し、発光素子から受光素子に光信号を伝送する光ファイバケーブルとを有している。

40

【0005】

特許文献1に記載の内視鏡システムには、画像信号伝送部による画像信号の光伝送が不調になった場合に対処するため、画像信号伝送部で光伝送する画像信号（以下、第1画像信号という）よりもデータ量が少ない画像信号（以下、第2画像信号という）を生成する第2画像信号生成部と、第2画像信号を内視鏡からプロセッサ装置へ伝送する第2画像信号伝送部（電気ケーブル、電気伝送路）とが設けられている。第2画像信号は、例えば、

50

第1画像信号よりもフレームレートが低い、あるいは第1画像信号よりも画素数が少ない、いわゆる縮退画像信号である。第2画像信号伝送部は、第1画像信号を伝送する画像信号伝送部とは別に設けられた、第2画像信号の伝送のための専用の伝送部である。

【0006】

画像信号伝送部が正常に機能していて、画像信号伝送部によって第1画像信号が伝送された場合には、表示部には第1画像信号に基づいた第1観察画像が表示される。一方、画像信号伝送部が正常に機能しておらず、画像信号伝送部による第1画像信号の伝送が不調になった場合には、表示部には第2画像信号に基づいた第2観察画像が表示される。第1画像信号の伝送が不調になった場合でも、第2画像信号に基づいた第2観察画像が表示部に表示されるので、内視鏡診断を行っている最中に第1画像信号の光伝送が不調になってしまった場合の挿入部の抜去作業を安全に行うことができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2013-188242号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1では、第2画像信号の伝送のための専用の伝送部として第2画像信号伝送部を設けているため、コストが高くなっていた。

20

【0009】

また、第2画像信号伝送部を設ける分、挿入部が太径化していた。挿入部が太径化すると患者への負担が増すため、挿入部の太径化は特に避けたい問題である。

【0010】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、第2画像信号の伝送のための専用の伝送部追加によるコストアップおよび内視鏡挿入部の太径化を防いだ内視鏡システム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】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、観察部位を撮像して第1画像信号を出力する撮像素子を有する内視鏡と、第1画像信号に基づいて、表示部に出力する第1観察画像を生成するプロセッサ装置と、第1画像信号を第1光信号に変換して内視鏡からプロセッサ装置に伝送する画像信号伝送部と、内視鏡とプロセッサ装置との間で遣り取りされる制御信号を伝送する制御信号伝送部と、第1画像信号に基づいて、第1画像信号よりもデータ量が少ない第2画像信号を生成する第2画像信号生成部と、制御信号伝送部を用いて、第2画像信号を伝送する伝送制御部と、第1観察画像と、第2画像信号に基づいて生成された第2観察画像のいずれを表示部に出力するかを選択する画像選択部とを備えている。

30

【0012】

画像選択部は、画像信号伝送部による第1画像信号の伝送が不調でない場合には第1観察画像を選択し、画像信号伝送部による第1画像信号の伝送が不調になった場合には第2観察画像を選択することが好ましい。

40

【0013】

内視鏡に設けられ、プロセッサ装置と機械的に接続するための第1コネクタと、プロセッサ装置に設けられ、第1コネクタと接続する第2コネクタとを備え、画像信号伝送部は、第1コネクタに設けられ、第1光信号を発する第1発光素子と、第2コネクタに設けられ、第1発光素子が発した第1光信号を受光する第1受光素子とを有することが好ましい。第1発光素子は例えば半導体レーザである。

【0014】

制御信号伝送部は、制御信号および第2画像信号を第2光信号に変換して伝送するもの

50

であり、第1コネクタに設けられ、第2光信号を発する第2発光素子と、第2コネクタに設けられ、第2発光素子が発した第2光信号を受光する第2受光素子とを有することが好ましい。第2発光素子は例えば発光ダイオードである。

【0015】

第2画像信号は、第1画像信号よりもフレームレートが低い、画素数が少ない、階調数が少ない、のうちの少なくともいずれか1つであることが好ましい。

【0016】

第2画像信号生成部は、例えば、第1画像信号のフレームを間引いて出力することで、第1画像信号よりもフレームレートが低い第2画像信号を生成する。

【0017】

第2画像信号生成部は、例えば、撮像素子の撮像領域の一部の第1画像信号を第2画像信号として出力することで、第1画像信号よりも画素数が少ない第2画像信号を生成する。

10

【0018】

第1画像信号は複数の信号種を有し、第2画像信号生成部は、例えば、第1画像信号の複数の信号種のうちの1種を第2画像信号として出力することで、第1画像信号よりも階調数が少ない第2画像信号を生成する。

【0019】

伝送制御部は、制御信号の伝送タイミングの合間のブランク期間を利用して、第2画像信号を伝送することが好ましい。また、伝送制御部は、第2画像信号を複数のパケットに分割し、分割したパケットを時分割で伝送することが好ましい。

20

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、内視鏡とプロセッサ装置との間で遣り取りされる制御信号を伝送する制御信号伝送部を用いて第2画像信号を伝送するので、第2画像信号の伝送のための専用の伝送部追加によるコストアップおよび内視鏡挿入部の太径化を防いだ内視鏡システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

30

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】画像信号伝送部の詳細構成を示す図である。

【図5】制御信号伝送部の詳細構成を示す図である。

【図6】第1画像信号の本来のフレームレートよりも低いフレームレートで第1画像信号をバッファメモリに保持させる様子を示す図である。

【図7】第2画像信号の伝送の様子を示す図である。

【図8】第1画像信号に基づき第1観察画像を生成、表示する様子を示す図である。

【図9】第2画像信号に基づき第2観察画像を生成、表示する様子を示す図である。

【図10】第1画像信号の中央部分を切り出して第2画像信号とする第2実施形態を示す図である。

40

【図11】第1画像信号の複数の信号種のうちの1種を第2画像信号とする第3実施形態を示す図である。

【図12】第2画像信号を複数のパケットに分割して伝送する第4実施形態を示す図である。

【図13】プロセッサ装置と光源装置が別体の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

[第1実施形態]

50

図 1 において、内視鏡システム 10 は、患者の体内の観察部位を撮像する内視鏡 11 と、撮像により得られた画像信号に基づいて観察部位の観察画像を生成し、かつ観察部位に照射する照明光を内視鏡 11 に供給するプロセッサ装置兼光源装置（以下、単にプロセッサ装置という）12 と、観察画像を表示する液晶モニタ等の表示部 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウス等の操作入力部 15 が接続されている。

【0023】

内視鏡 11 は、患者の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 とプロセッサ装置 12 を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【0024】

挿入部 16 は、先端から順に連設された、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 で構成される。図 2 に示すように、先端部 19 の先端面には、観察部位に照明光を照射する 2 つの照明窓 22、観察部位の像を取り込むための観察窓 23、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 24、鉗子や電気メスといった処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 25 が設けられている。

【0025】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒からなり、操作部 17 のアングルノブ 26 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 20 が湾曲することにより、先端部 19 の向きが所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、食道や腸等曲がりくねった管道に挿入できるように可撓性を有している。

【0026】

操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのリリースボタン（図示せず）等が設けられている。

【0027】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される電気ケーブルやライトガイド 44（図 3 参照）が挿通されている。ユニバーサルコード 18 のプロセッサ装置 12 側の一端には、第 1 コネクタ 30 が取り付けられている。第 1 コネクタ 30 はプロセッサ装置 12 の第 2 コネクタ 31（図 3 参照）に着脱自在に接続される。

【0028】

図 3 において、内視鏡 11 は、結像光学系 40、撮像素子 41、A F E（Analog Front End）42、第 2 画像信号生成部 43、ライトガイド 44、内視鏡 C P U（Central Processing Unit）45 等を備えている。結像光学系 40 と撮像素子 41 は、観察窓 23 の奥に配置されている。結像光学系 40 は、観察窓 23 を通して入射した観察部位の像を、撮像素子 41 の撮像領域 41 a に結像する。

【0029】

撮像素子 41 は C C D（Charge Coupled Device）イメージセンサや C M O S（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサである。撮像領域 41 a には、フォトダイオード等の光電変換素子からなる画素が、N 行 x M 列のマトリックス状に複数配列されている。N、M は、例えば N = 1080、M = 1920 である。撮像素子 41 はカラー撮像素子であり、撮像領域 41 a には青（B）、緑（G）、赤（R）の 3 色のマイクロカラーフィルタが配され、3 色が各画素に割り当てられている。マイクロカラーフィルタの配列は例えばベイヤー配列である。

【0030】

撮像素子 41 は、撮像領域 41 a で受光した光を各画素で光電変換して、受光量に応じた信号電荷を各画素に蓄積する。撮像素子 41 が C C D イメージセンサであった場合、信号電荷は垂直走査回路によって 1 行ずつ水平走査回路に読み出され、水平走査回路に読み出された信号電荷はアンプによって電圧信号に変換される。撮像素子 41 が C M O S イメージセンサであった場合は、信号電荷に対応した電圧信号が各画素から読み出される。電圧信号は画像信号として撮像素子 41 から A F E 42 に出力される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

A F E 4 2 は、撮像素子 4 1 と同じく先端部 1 9 に配されるか、撮像素子 4 1 に内蔵され、内視鏡 C P U 4 5 により駆動制御される。A F E 4 2 は、相関二重サンプリング回路、自動ゲイン制御回路、およびアナログ/デジタル変換器（いずれも図示省略）で構成されている。相関二重サンプリング回路は、撮像素子 4 1 からのアナログの画像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、信号電荷のリセットに起因するノイズを除去する。自動ゲイン制御回路は、相関二重サンプリング回路によりノイズが除去された画像信号を、所定の増幅率で増幅する。アナログ/デジタル変換器は、自動ゲイン制御回路で増幅された画像信号を、所定のビット数（例えば 1 0 ビット）に応じた階調値を持つデジタルな画像信号に変換する。以下、A F E 4 2 から出力されるデジタル画像信号を第 1 画像信号という。A F E 4 2 は、第 1 画像信号を第 2 画像信号生成部 4 3 および画像信号伝送部 5 0 に出力する。

10

## 【 0 0 3 2 】

A F E 4 2 は、画像信号伝送部 5 0 によりプロセッサ装置 1 2 のメモリ 6 0 と接続されている。画像信号伝送部 5 0 は、A F E 4 2 からの第 1 画像信号をメモリ 6 0 に伝送する。第 1 画像信号はデータ量が比較的多いため、画像信号伝送部 5 0 は、データ量の多い第 1 画像信号を遅滞なく伝送するために、比較的高速な伝送速度（例えば 1 . 2 G b p s ）を有する。

## 【 0 0 3 3 】

第 2 画像信号生成部 4 3 は、内視鏡 C P U 4 5 の制御の下、第 1 画像信号に基づいて、第 1 画像信号よりもデータ量が少ない第 2 画像信号を生成する。第 2 画像信号生成部 4 3 は、生成した第 2 画像信号を内視鏡 C P U 4 5 に出力する。

20

## 【 0 0 3 4 】

第 2 画像信号は、画像信号伝送部 5 0 による第 1 画像信号の伝送が不調になった場合に、緊急的に挿入部 1 6 の抜去作業を手助けする目的で生成される。このため、挿入部 1 6 の抜去作業を安全に行える程度の視野が確保できればよく、第 1 画像信号のように高フレームレートである必要はない。また、第 2 画像信号は、後述するように伝送速度が高速な画像信号伝送部 5 0 ではなく、伝送速度が低速な制御信号伝送部 5 1 を用いて伝送する。このため、制御信号伝送部 5 1 に負荷を掛けないためにも、第 2 画像信号はデータ量が少ないほうがよい。したがって、第 2 画像信号生成部 4 3 で、第 1 画像信号よりもデータ量が少ない第 2 画像信号を生成している。

30

## 【 0 0 3 5 】

なお、第 1 画像信号の伝送が不調になった場合とは、画像信号伝送部 5 0 が途中で遮断されて、内視鏡 1 1 とプロセッサ装置 1 2 間の第 1 画像信号の伝送自体が不可能な場合ももちろんのこと、第 1 画像信号の伝送は一応できているが、誤り訂正符号により第 1 画像信号の符号誤りが訂正不可能な場合も含む。また、1 フレーム分の第 1 画像信号を複数のパケットに分割し、分割したパケットを時分割で伝送するパケット通信方式を採用している場合は、第 1 画像信号の伝送は一応できているが、いわゆるパケットロスが生じて 1 フレーム分の第 1 画像信号に抜けが生じた場合も含む。一方、第 1 画像信号の伝送が不調でない場合とは、これらの例とは逆に、画像信号伝送部 5 0 が途中で遮断されておらず、誤り訂正符号により第 1 画像信号の符号誤りが訂正可能な場合、パケットロスが生じていない場合等である。

40

## 【 0 0 3 6 】

第 2 画像信号生成部 4 3 には、内視鏡 C P U 4 5 によって定められるフレームレートにしたがって、A F E 4 2 から第 1 画像信号が入力される。第 2 画像信号生成部 4 3 は、第 1 画像信号のフレームを間引いて内視鏡 C P U 4 5 に出力することで、第 1 画像信号よりもフレームレートが低い第 2 画像信号を生成する。具体的には、第 2 画像信号生成部 4 3 は、A F E 4 2 からの第 1 画像信号を一時的に保持するバッファメモリ 4 6 を有し、第 1 画像信号の本来のフレームレートよりも低いフレームレートで第 1 画像信号をバッファメモリ 4 6 に保持させる。第 2 画像信号生成部 4 3 は、このバッファメモリ 4 6 に保持させ

50

た第1画像信号を第2画像信号として内視鏡CPU45に出力する。

【0037】

ライトガイド44は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。ライトガイド44は、挿入部16、操作部17、およびユニバーサルコード18を挿通されており、その入射端44aは第1コネクタ30から外部に露呈し、出射端44bは、照明窓22の奥に配置された照明レンズ47と対向している。照明レンズ47は凹レンズである。第1コネクタ30がプロセッサ装置12の第2コネクタ31に接続され、プロセッサ装置12が駆動されると、入射端44aには照明光が入射する。入射端44aに入射した照明光は導光されて出射端44bから出射する。出射端44bから出射した照明光は、照明レンズ47で発散角が広げられ、照明窓22を介して観察部位に照射される。なお、図示は省略するが、ライトガイド44は、2つの照明窓22に光が導光されるように、照明レンズ47の前段で2本に分岐している。

10

【0038】

内視鏡CPU45は、例えば操作部17に内蔵されており、内視鏡11の各部を統括的に制御する。内視鏡CPU45は、制御信号伝送部51によりプロセッサ装置12のメモリ60およびプロセッサ装置12の各部を統括的に制御するプロセッサCPU61と接続されている。内視鏡CPU45は、制御信号伝送部51を介してプロセッサCPU61と各種制御信号を遣り取りする。プロセッサCPU61から内視鏡CPU45に伝送する制御信号としては、撮像素子41を所定の周期で駆動させるための基準クロック信号や、AFE42の自動ゲイン制御回路の増幅率の設定情報等があり、内視鏡CPU45からプロセッサCPU61に伝送する制御信号としては、プロセッサCPU61からの各種設定情報に対する応答信号や、先端部19の温度を測定する温度センサ(図示せず)が出力する温度測定情報等がある。

20

【0039】

制御信号は例えば8ビットの信号であり、第1画像信号と比べてデータ量が極めて少ない。このため、制御信号伝送部51の伝送速度は、画像信号伝送部50と比較して低速(例えば数十Mbps)である。

【0040】

内視鏡CPU45は、プロセッサCPU61から送られる基準クロック信号に同期した駆動信号を、撮像素子41に対して出力する。撮像素子41は、内視鏡CPU45からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレート、例えば60フレーム/秒で画像信号をAFE42に出力する。

30

【0041】

内視鏡CPU45は、各種制御信号に加えて、制御信号伝送部51を用いて、第2画像信号生成部43からの第2画像信号をプロセッサ装置12に伝送する。すなわち、内視鏡CPU45は伝送制御部として機能する。内視鏡CPU45は、制御信号と第2画像信号を区別するためのヘッダ情報をこれら各信号に付す。

【0042】

プロセッサ装置12は、上述のメモリ60およびプロセッサCPU61の他、DSP(Digital Signal Processor)62、画像処理部63、表示制御部64、および電力供給部65を備えている。

40

【0043】

メモリ60には、画像信号伝送部50を介して伝送される第1画像信号が記憶される第1記憶領域66、制御信号伝送部51を介して伝送される第2画像信号が記憶される第2記憶領域67、およびVRAM領域68が設けられている。

【0044】

DSP62は、メモリ60にアクセスして、第1記憶領域66から第1画像信号を、または第2記憶領域67から第2画像信号を取得する。取得した画像信号には、B、G、Rの3色の各画素に対応する信号が混在している。DSP62は、B、G、Rの3色の各画素に対応する信号が混在した画像信号を、B、G、Rの各色の画像信号に分離し、これら

50

各色の画像信号に対して他の2色の画像信号を補う画素補間処理を行う。この他、DSP62は、ガンマ補正やホワイトバランス補正等の信号処理を施す。DSP62は、処理後の画像信号をメモリ60に書き戻す。

【0045】

また、DSP62は、画像信号に基づいて観察画像全体の明るさを示す露出値を算出する。そして、算出した露出値に基づき、観察画像全体の光量が不足している場合（露出アンダー）には照明光の光量を上げ、一方、光量が高すぎる場合（露出オーバー）には照明光の光量を下げようにして、観察画像の明るさを一定にするための露出制御信号をプロセッサCPU61に出力する。

【0046】

画像処理部63は、DSP62で各種処理を終えた画像信号をメモリ60から読み出し、輪郭強調処理等の各種画像処理を施す。画像処理部63は、各種画像処理後の画像信号をVRAM領域68に書き込む。

【0047】

表示制御部64は、VRAM領域68から画像処理済みの画像信号を読み出して、これをコンポジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換し、観察画像として表示部14に出力する。以下、第1記憶領域66の第1画像信号に基づいて生成された観察画像を第1観察画像、第2記憶領域67の第2画像信号に基づいて生成された観察画像を第2観察画像という。

【0048】

プロセッサCPU61は、第1観察画像と第2観察画像のいずれを表示部14に出力するかを選択する画像選択部として機能する。プロセッサCPU61は、画像信号伝送部50による第1画像信号の伝送が不調でない場合には第1観察画像を選択し、画像信号伝送部50による第1画像信号の伝送が不調になった場合には第2観察画像を選択する。より具体的には、プロセッサCPU61は、第1記憶領域66に記憶された第1画像信号に基づいて第1観察画像が生成可能な間は、DSP62、画像処理部63のアクセス先を第1記憶領域66とし、DSP62、画像処理部63に第1画像信号に対して各種処理を施させて第1観察画像を生成させる。一方、第1画像信号の伝送が不調になり、第1記憶領域66に記憶された第1画像信号に基づいて第1観察画像を生成不可能な場合には、DSP62、画像処理部63bのアクセス先を第2記憶領域67に変え、DSP62、画像処理部63に第2画像信号に対して各種処理を施させて第2観察画像を生成させる。

【0049】

電力供給部65は、プロセッサCPU61の制御の下、第2コネクタ31および第1コネクタ30を介して、内視鏡11の各部を駆動させるための電力を内視鏡CPU45に供給する。第2コネクタ31と第1コネクタ30間の電力の授受は、例えば、第2コネクタ31に送電コイル、第1コネクタ30に受電コイルを配し、これらのコイルの間での電磁誘導作用により電力を伝送する、いわゆる非接触電力伝送により行われる。

【0050】

プロセッサ装置12は、ライトガイド44の入射端44aに対向して配置されたキセノンランプ70、キセノンランプ70と入射端44aの間に配置された集光レンズ72、および絞り73等を有する。キセノンランプ70は、白色光を照明光として発する。集光レンズ72は、照明光を絞り73に向けて集光する。

【0051】

キセノンランプ70には、ドライバ75が接続されている。プロセッサCPU61は、ドライバ75を介して、キセノンランプ70の点灯、消灯の制御を行う。プロセッサCPU61は、ドライバ75からキセノンランプ70に駆動電流を連続的に与えさせることでキセノンランプ70を点灯させる。ドライバ75は、一定の駆動電流、例えば駆動電流の最大値でキセノンランプ70を駆動する。キセノンランプ70は、常に最大の光量で照明光を発する。

【0052】

10

20

30

40

50

プロセッサCPU61は、露出制御信号に基づき、照明光の露出制御を行う。より具体的には、プロセッサCPU61は、絞り73の開口率を変化させることで、入射端44aに入射する照明光の光量を調整する。

【0053】

絞り73は、第2コネクタ31の近傍に配置されている。絞り73を透過した照明光は入射端44aに入射する。なお、図示は省略するが、第1コネクタ30と第2コネクタ31にはそれぞれ保護ガラスが設けられている。

【0054】

画像信号伝送部50は、第1コネクタ30と第2コネクタ31を境に分けられた、内視鏡側画像信号伝送部50aとプロセッサ側画像信号伝送部50bとで構成される。図4において、画像信号伝送部50は、第1コネクタ30に設けられた第1電気信号/光信号変換部(第1E/O変換部)80と、第2コネクタ31に設けられた第1光信号/電気信号変換部(第1O/E変換部)81とを有する。画像信号伝送部50は、これらの変換部80、81の他に、AFE42と第1E/O変換部80を接続する電気ケーブルや基板配線等、第1O/E変換部81とメモリ60を接続する電気ケーブルや基板配線等を含む。

10

【0055】

第1E/O変換部80は、第1変調器82と第1発光素子83とで構成される。第1発光素子83には、第1画像信号の高速伝送を実現するために、半導体レーザが用いられている。第1変調器82は、AFE42からの第1画像信号に基づいて第1発光素子83の駆動信号を生成し、これを第1発光素子83に与える。この駆動信号は、第1画像信号に対応する第1光信号(レーザ光)を発するよう、第1発光素子83を駆動させるための信号である。これにより、第1発光素子83は、第1画像信号に対応する第1光信号を発する。

20

【0056】

第1コネクタ30には、第1光信号を投光するための第1投光窓84が、この第1投光窓84と対向する第2コネクタ31の部分には、第1光信号を受光するための第1受光窓85がそれぞれ設けられている。第1光信号は、これら第1投光窓84および第1受光窓85を介して、各コネクタ30、31間で伝送される。

【0057】

第1O/E変換部81は、第1受光素子86と第1復調器87とで構成される。第1受光素子86はフォトダイオードであり、第1受光窓85を介して入射した第1光信号を受光する。第1復調器87は、第1受光素子86で受光した第1光信号を、元の第1画像信号に復調する。第1復調器87は、復調した第1画像信号をメモリ60の第1記憶領域66に出力する。

30

【0058】

制御信号伝送部51は、画像信号伝送部50と同様に、第1コネクタ30と第2コネクタ31を境に分けられた、内視鏡側制御信号伝送部51aとプロセッサ側制御信号伝送部51bとで構成される。図5において、制御信号伝送部51は、第1コネクタ30に設けられた第2電気信号/光信号変換部(第2E/O変換部)90および第3光信号/電気信号変換部(第3O/E変換部)91、第2コネクタ31に設けられた第2光信号/電気信号変換部(第2O/E変換部)92および第3電気信号/光信号変換部(第3E/O変換部)93を有する。制御信号伝送部51は、これらの変換部90~93の他に、内視鏡CPU45と第2E/O変換部90および第3O/E変換部91を接続する電気ケーブルや基板配線等、第2O/E変換部92とメモリ60を接続する電気ケーブルや基板配線等、第2O/E変換部92および第3E/O変換部93とプロセッサCPU61を接続する電気ケーブルや基板配線等を含む。

40

【0059】

画像信号伝送部50は、内視鏡11からプロセッサ装置12に第1画像信号を伝送する、第1E/O変換部80と第1O/E変換部81の組み合わせの1チャンネルのみで構成される。これに対して、制御信号伝送部51は、内視鏡11からプロセッサ装置12に制

50

御信号および第2画像信号を伝送する、第2E/O変換部90と第2O/E変換部92の組み合わせのチャンネルと、プロセッサ装置12から内視鏡11に制御信号を伝送する、第3E/O変換部93と第3O/E変換部91の組み合わせのチャンネルの2チャンネルで構成され、内視鏡11とプロセッサ装置12間の双方向の伝送を担っている。

【0060】

第2E/O変換部90は、第2変調器94と第2発光素子95とで構成される。第2発光素子95には、赤外光を発する発光ダイオードが用いられている。第2変調器94は、内視鏡CPU45からの制御信号および第2画像信号に基づいて第2発光素子95の駆動信号を生成し、これを第2発光素子95に与える。この駆動信号は、制御信号および第2画像信号に対応する第2光信号(赤外光)を発するよう、第2発光素子95を駆動させるための信号である。これにより、第2発光素子95は、制御信号および第2画像信号に対応する第2光信号を発する。

10

【0061】

第1コネクタ30には、第2光信号を投光するための第2投光窓96が、この第2投光窓96と対向する第2コネクタ31の部分には、第2光信号を受光するための第2受光窓97がそれぞれ設けられている。第2光信号は、これら第2投光窓96および第2受光窓97を介して、各コネクタ30、31間で伝送される。

【0062】

第2O/E変換部92は、第2受光素子98と第2復調器99とで構成される。第2受光素子98はフォトダイオードであり、第2受光窓97を介して入射した第2光信号を受光する。第2復調器99は、第2受光素子98で受光した第2光信号を、元の制御信号および第2画像信号に復調する。第2復調器99は、復調した制御信号および第2画像信号をヘッド情報で区別し、制御信号をプロセッサCPU61に、第2画像信号をメモリ60の第2記憶領域67にそれぞれ出力する。

20

【0063】

第3E/O変換部93は、第3変調器100と第3発光素子101とで構成される。第3発光素子101には、第2発光素子95と同じく、赤外光を発する発光ダイオードが用いられている。第3変調器100は、プロセッサCPU61からの内視鏡11宛ての制御信号に基づいて第3発光素子101の駆動信号を生成し、これを第3発光素子101に与える。この駆動信号は、制御信号に対応する第3光信号(赤外光)を発するよう、第3発光素子101を駆動させるための信号である。これにより、第3発光素子101は、制御信号に対応する第3光信号を発する。

30

【0064】

第2コネクタ31には、第3光信号を投光するための第3投光窓102が、この第3投光窓102と対向する第1コネクタ30の部分には、第3光信号を受光するための第3受光窓103がそれぞれ設けられている。第3光信号は、これら第3投光窓102および第3受光窓103を介して、各コネクタ30、31間で伝送される。

【0065】

第3O/E変換部91は、第3受光素子104と第3復調器105とで構成される。第3受光素子104はフォトダイオードであり、第3受光窓103を介して入射した第3光信号を受光する。第3復調器105は、第3受光素子104で受光した第3光信号を、元の制御信号に復調する。第3復調器105は、復調した制御信号を内視鏡CPU45に出力する。

40

【0066】

このように、画像信号伝送部50および制御信号伝送部51によって、第1画像信号は第1光信号に、第2画像信号は第2光信号に、制御信号は第2光信号または第3光信号にそれぞれ変換されて、内視鏡11とプロセッサ装置12の間でこれら各信号の光伝送が行われる。

【0067】

以下、上記構成による作用について説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡11

50

の第1コネクタ30をプロセッサ装置12の第2コネクタ31に接続し、プロセッサ装置12の電源を入れて、内視鏡システム10を起動する。

【0068】

内視鏡システム10の起動後、内視鏡11の挿入部16を患者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。プロセッサ装置12では、プロセッサCPU61によりキセノンランプ70が点灯される。キセノンランプ70は照明光を発する。照明光はライトガイド44の入射端44aに入射する。

【0069】

内視鏡11において、照明光はライトガイド44を通じて照明窓22に導光されて、照明窓22から観察部位に照射される。照明光が照射された観察部位の像は、観察窓23から撮像素子41の撮像領域41aに入射する。撮像素子41は、撮像領域41aへの入射光量に応じたアナログ画像信号をAFE42に出力する。AFE42は、アナログ画像信号に対して相関二重サンプリング処理等を実施し、アナログ画像信号をデジタル画像信号、すなわち第1画像信号に変換する。第1画像信号は第2画像信号生成部43および画像信号伝送部50に出力される。

10

【0070】

第1E/O変換部80は、第1変調器82でAFE42からの第1画像信号を第1光信号に変調する。第1光信号は第1発光素子83から発せられ、第1O/E変換部81の第1受光素子86で受光される。第1受光素子86で受光された第1光信号は、第1復調器87で元の第1画像信号に復調される。復調された第1画像信号は、メモリ60の第1記憶領域66に出力されて記憶される。

20

【0071】

図6に示すように、第2画像信号生成部43は、AFE42から1秒間に60フレーム出力される第1画像信号のうちの数フレーム、例えば1フレーム(フレーム番号1、61、121、181、...)の第1画像信号を1秒毎にバッファメモリ46に保持させる。第2画像信号生成部43は、AFE42から第1画像信号を受信する毎に、今までバッファメモリ46に保持されていた第1画像信号を新たに受信した第1画像信号に書き換える。第2画像信号生成部43は、バッファメモリ46に保持された第1画像信号を第2画像信号として内視鏡CPU45に出力する。これにより、フレームレートが1フレーム/秒と、第1画像信号の60フレーム/秒よりもフレームレートが大幅に低い第2画像信号が生成される。

30

【0072】

第2画像信号は、内視鏡CPU45により、制御信号伝送部51を用いて伝送される。第2画像信号の伝送に、専用の伝送部ではなく制御信号伝送部51を用いるため、コストアップを招くことがない。また、挿入部16の細径化に寄与することができる。

【0073】

画像信号伝送部50は、高速伝送を実現するために第1発光素子83として半導体レーザを用いているが、レーザ光による光伝送は、外部環境の影響を受けやすく伝送が不調になるリスクが高いというデメリットがある。例えば、第1投光窓84と第1受光窓85の間の塵埃等の異物によって、第1光信号の授受が容易に妨げられてしまう。対して、制御信号伝送部51は、第2発光素子95として赤外光を発する発光ダイオードを用いているので、伝送速度は低速であるが、赤外光による光伝送は、レーザ光による光伝送と比較して、伝送が不調になるリスクが少ない。したがって、制御信号伝送部51を用いて第2画像信号を伝送することにより、画像信号伝送部50による第1画像信号の伝送が不調になったうえに、制御信号伝送部51による第2画像信号の伝送が不調になり、挿入部16の抜去作業が安全に行えなくなるという最悪の事態が起こる確率を減らすことができる。

40

【0074】

内視鏡CPU45は、制御信号の伝送タイミングと第2画像信号の伝送タイミングとが重ならないように、制御信号と第2画像信号の伝送タイミングを調整する。具体的には図7に示すように、内視鏡CPU45は、バッファメモリ46からの1フレーム分の第2画

50

像信号を、第2 E / O 変換部 9 0 と第2 O / E 変換部 9 2 間での制御信号の伝送タイミング T x の合間のブランク期間 B k を利用して伝送する。

【 0 0 7 5 】

第2 E / O 変換部 9 0 は、第2 変調器 9 4 で制御信号および第2 画像信号を第2 光信号に変調する。第2 光信号は第2 発光素子 9 5 から発せられ、第2 O / E 変換部 9 2 の第2 受光素子 9 8 で受光される。第2 受光素子 9 8 で受光された第2 光信号は、第2 復調器 9 9 で元の制御信号および第2 画像信号に復調される。制御信号はプロセッサ C P U 6 1 に出力され、第2 画像信号はメモリ 6 0 の第2 記憶領域 6 7 に出力されて記憶される。

【 0 0 7 6 】

プロセッサ C P U 6 1 は、画像信号伝送部 5 0 による第1 画像信号の伝送が不調でなく、第1 記憶領域 6 6 に記憶された第1 画像信号に基づいて第1 観察画像を生成可能な間は、図 8 に示すように、D S P 6 2 および画像処理部 6 3 に、第1 記憶領域 6 6 の第1 画像信号 B 1、G 1、R 1 に基づく第1 観察画像を生成させる。表示制御部 6 4 は、この第1 観察画像を表示部 1 4 に出力する。プロセッサ C P U 6 1 は、第1 記憶領域 6 6 の第1 画像信号 B 1、G 1、R 1 が更新される毎に、D S P 6 2 および画像処理部 6 3 に第1 観察画像を生成させる。

10

【 0 0 7 7 】

一方、画像信号伝送部 5 0 による第1 画像信号の伝送が不調になり、第1 記憶領域 6 6 に記憶された第1 画像信号に基づいて第1 観察画像を生成不可能な場合には、プロセッサ C P U 6 1 は、図 9 に示すように、D S P 6 2 および画像処理部 6 3 に、第2 記憶領域 6 7 の第2 画像信号 B 2、G 2、R 2 に基づく第2 観察画像を生成させる。表示制御部 6 4 は、この第2 観察画像を表示部 1 4 に出力する。プロセッサ C P U 6 1 は、第2 記憶領域 6 7 の第2 画像信号 B 2、G 2、R 2 が更新される毎に、D S P 6 2 および画像処理部 6 3 に第2 観察画像を生成させる。

20

【 0 0 7 8 】

この場合の第2 観察画像は、第2 画像信号のフレームレートが第1 画像信号よりも低いため、第1 観察画像に比べて動きがぎこちないものとなるが、挿入部 1 6 の抜去作業を安全に行うための最低限の視野は確保される。

【 0 0 7 9 】

上記第1 実施形態では、第1 発光素子 8 3 として半導体レーザを、第2、第3 発光素子 9 5、1 0 1 として発光ダイオードをそれぞれ用いているが、有機 E L 素子等の他の発光素子を代わりに用いてもよい。

30

【 0 0 8 0 】

上記第1 実施形態では、第1 E / O 変換部 8 0 と第1 O / E 変換部 8 1 の組み合わせの1 チャンネルのみで構成された画像信号伝送部 5 0 を例示したが、画像信号伝送部を複数のチャンネルで構成し、第1 画像信号を複数のチャンネルで分けて伝送してもよい。例えばチャンネル 1 とチャンネル 2 を用意し、第1 画像信号の偶数行をチャンネル 1、奇数行をチャンネル 2 で同時に伝送してもよい。

【 0 0 8 1 】

上記第1 実施形態では、画像信号から光信号への変調方式として、変調器で変調した駆動信号を発光素子に与える、いわゆる直接変調方式を用いているが、発光素子は定電力駆動させて一定光量の光を出力させ、発光素子とは別の外部光変調器により発光素子からの光を変調する外部変調方式を用いてもよい。外部光変調器としては、電気光学効果を利用した L N (LiNbO3：ニオブ酸リチウム) 変調器や、半導体の電界吸収効果を利用した E A (Electroabsorption：電界吸収型) 変調器を用いることができる。

40

【 0 0 8 2 】

上記第1 実施形態では、A F E 4 2 から1 秒間に6 0 フレーム出力される第1 画像信号のうちの数フレームの第1 画像信号をバッファメモリ 4 6 に保持させているが、A F E 4 2 から出力される第1 画像信号の全フレームをバッファメモリ 4 6 に保持させておき、そのうちの数フレームを選択的に内視鏡 C P U 4 5 に出力してもよい。

50

## 【 0 0 8 3 】

上記第1実施形態では、制御信号の伝送タイミング $T_x$ の合間のブランク期間 $B_k$ を利用して第2画像信号を伝送しているが、制御信号の伝送タイミング $T_x$ に関わらず、第2画像信号を伝送するタイミングを予め決めておいてもよい。この場合、予め決めた第2画像信号の伝送タイミングと制御信号の伝送タイミング $T_x$ が重なったときは、制御信号の伝送を優先して、第2画像信号の伝送は制御信号の伝送後に行う。

## 【 0 0 8 4 】

なお、制御信号の伝送が連続して、第2画像信号の伝送が長い間後回しになった場合は、伝送しようとしていた第2画像信号は既に古いものとなっている可能性がある。このため、伝送しようとしていた古い第2画像信号に代えて、バッファメモリ46に保持された最新の第2画像信号を伝送してもよい。例えば図6に示したように、1秒間に60フレーム出力される第1画像信号のうちの1フレームを第2画像信号として出力する場合、フレーム番号1の第2画像信号を伝送するタイミングで、制御信号の伝送が連続して伝送できない場合には、フレーム番号1の第2画像信号よりも新しいフレーム番号61、121、181、・・・のいずれかの第2画像信号を代わりに伝送する。

## 【 0 0 8 5 】

上記第1実施形態では、画像信号伝送部50で第1画像信号が伝送されているか否かに関わらず、制御信号伝送部51を用いて第2画像信号を常時伝送しているが、画像信号伝送部50による第1画像信号の伝送が不調になったことを制御信号としてプロセッサCPU61から内視鏡CPU45に伝送するよう構成し、この制御信号を内視鏡CPU45で受信したときに、第2画像信号生成部43が第2画像信号の生成を開始して、内視鏡CPU45が第2画像信号の伝送を開始してもよい。

## 【 0 0 8 6 】

上記第1実施形態では、画像信号伝送部50および制御信号伝送部51でともに光伝送を行っているが、制御信号伝送部51は光伝送を行うものでなくてもよく、電気ケーブルと金属接点を用いた接点伝送により制御信号伝送部を構成してもよい。

## 【 0 0 8 7 】

## [ 第2実施形態 ]

上記第1実施形態では、第2画像信号のフレームレートを第1画像信号よりも低くすることで、第2画像信号のデータ量を第1画像信号よりも少なくしているが、第2画像信号の画素数を第1画像信号よりも少なくすることで、第2画像信号のデータ量を第1画像信号よりも少なくしてもよい。

## 【 0 0 8 8 】

この場合、第2画像信号生成部43は、撮像素子41の撮像領域41aの一部の第1画像信号を第2画像信号として内視鏡CPU45に出力する。具体的には図10に示すように、第2画像信号生成部43は、1フレーム分の第1画像信号のうちの約1/4を占める中央部分Fcを切り出して、切り出した中央部分Fcを第2画像信号として内視鏡CPU45に出力する。この場合の第2観察画像は、中央部分Fcのみが映し出されて、他の部分は画像信号がないために黒化したものとなる。

## 【 0 0 8 9 】

中央部分Fcには、患者の消化管の中央部分が映っている可能性が高い。このため、本実施形態のように中央部分Fcを第2画像信号としても、第1画像信号の伝送が不調になった場合の挿入部16の抜去作業を安全に行うための最低限の視野は第2観察画像で確保することができる。なお、第1画像信号を切り出す部分とその面積は、上記例に限らず適宜変更することが可能である。

## 【 0 0 9 0 】

第2画像信号の画素数を第1画像信号よりも少なくする他の方法としては、図10に示す撮像領域41aの一部の切り出しに限らない。撮像素子41の画素の行単位または列単位(例えば、奇数行を間引く、偶数列を間引く等)、あるいは画素単位(例えば、1画素毎に間引く等)で第1画像信号を間引いて縮小し、間引いた第1画像信号を第2画像信号

10

20

30

40

50

とする方法、隣り合う複数の画素を1つの画素と見なして、隣り合う複数の画素の第1画像信号を1つの第1画像信号に統合する、いわゆるビニング処理を行い、ビニング処理後の第1画像信号を第2画像信号とする方法がある。いずれの方法を採用しても構わない。

【0091】

[第3実施形態]

本実施形態では、第1画像信号よりも第2画像信号の階調数を少なくすることで、第2画像信号のデータ量を第1画像信号よりも少なくする。

【0092】

具体的には図11に示すように、第2画像信号生成部43は、AFE42からのB、G、Rの各色の第1画像信号B1、G1、R1のうち、G1を第2画像信号として内視鏡CPU45に出力する。各色の第1画像信号B1、G1、R1の合計ビット数が例えば10+10+10=30ビットであった場合は、第2画像信号は10ビットとなり、第1画像信号よりも第2画像信号の階調数が少なくなる。この場合の第2観察画像はG一色となる。

10

【0093】

B、G、Rの各色のうち、Gは人間の比視感度が最も高い色であり、観察画像の見た目の明るさを最も支配的に左右する色である。このため、本実施形態のように第1画像信号のB1、R1を除いてG1のみを第2画像信号としても、第1画像信号の伝送が不調になった場合の挿入部16の抜去作業を安全に行うための最低限の明るさは第2観察画像で確保することができる。

20

【0094】

なお、撮像素子に用いられるマイクロカラーフィルタが、B、G、Rの原色系ではなく、シアン(Cy)、マゼンタ(Mg)、イエロー(Ye)の補色系であった場合は、Cy、Mg、Yeの各色の第1画像信号のうち、例えばMgの第1画像信号を第2画像信号とする。また、第1画像信号B1、G1、R1を、輝度信号(Y)と色差信号(Cb、Cr)に変換する機能が内視鏡11に搭載されていた場合は、Y、Cb、Crの各第1画像信号のうち、Yの第1画像信号を第2画像信号とする。

【0095】

第1画像信号よりも第2画像信号の階調数を少なくする方法としては、信号種を少なくする方法の他に、各色の第1画像信号B1、G1、R1のビット数を、例えば10ビットから8ビットに減らして第2画像信号とする方法を採用してもよい。

30

【0096】

第2画像信号のデータ量を第1画像信号よりも少なくする方法としては、上記各実施形態で示した、第1画像信号よりもフレームレートを低くする方法、画素数を少なくする方法、階調数を少なくする方法の他に、第1画像信号をJPEG(Joint Photographic Experts Group)等の公知の圧縮技術を利用して圧縮したものを第2画像信号とする方法を採用してもよい。

【0097】

[第4実施形態]

上記第1実施形態で述べたとおり、制御信号伝送部51は伝送速度が画像信号伝送部50と比較して低速である。このため、図7で示したように1フレーム分の第2画像信号を1度に伝送すると、制御信号伝送部51に負荷が掛かる。そこで、本実施形態では、パケット通信方式で第2画像信号を伝送する。

40

【0098】

具体的には図12に示すように、内視鏡CPU45は、1フレーム分の第2画像信号を複数のパケット、例えば画素の行を4つに等分割した4つのパケットPtにパケット化する。そして、内視鏡CPU45は、各パケットPtを、制御信号の伝送タイミングTxの合間のブランク期間Bkを利用して時分割で伝送する。パケットPtは第2復調器99で元の1フレーム分の第2画像信号に復元される。こうすれば制御信号伝送部51への負荷を和らげることができる。

50

## 【 0 0 9 9 】

パケット通信方式で第 2 画像信号を送信する場合は、1 フレーム分の第 2 画像信号の伝送に時間が掛かるが、第 2 画像信号は第 1 画像信号の伝送が不調になった場合の緊急用に伝送されるものであるため、挿入部 1 6 の抜去作業を安全に行える程度の視野が確保できるのであれば、第 2 画像信号の伝送に多少の時間が掛かっても問題はない。

## 【 0 1 0 0 】

なお、上記各実施形態は、単独で実施することも、複合して実施することも可能である。

## 【 0 1 0 1 】

上記第 1 実施形態では、プロセッサ装置と光源装置が一体で構成される例で説明したが、図 1 3 の内視鏡システム 1 1 0 のように、2 つの装置を別体で構成してもよい。

10

## 【 0 1 0 2 】

図 1 3 において、内視鏡システム 1 1 0 は、内視鏡 1 1 1 と、プロセッサ装置 1 1 2 と、光源装置 1 1 3 とで構成される。光源装置 1 1 3 は、プロセッサ装置 1 1 2 とは別の筐体であり、上記第 1 実施形態のプロセッサ装置 1 2 に設けられた各部のうち、キセノンランプ 7 0、集光レンズ 7 2、絞り 7 3、およびドライバ 7 5 を備えている。そして、プロセッサ CPU 6 1 と通信する光源 CPU 1 1 4 が設けられている。光源 CPU 1 1 4 は、ドライバ 7 5 を介して、キセノンランプ 7 0 の点灯、消灯の制御を行う。また、プロセッサ CPU 6 1 は露出制御信号を光源 CPU 1 1 4 に送信し、光源 CPU 1 1 4 は、露出制御信号に基づき絞り 7 3 の開口率を変化させ、照明光の露出制御を行う。

20

## 【 0 1 0 3 】

内視鏡 1 1 1 のユニバーサルコードのプロセッサ装置 1 1 2 および光源装置 1 1 3 の一端には、第 1 コネクタ 3 0 に加えて、光源コネクタ 1 1 5 が取り付けられている。光源コネクタ 1 1 5 は、第 1 コネクタ 3 0 から二股に分岐されて、光源装置 1 1 3 のレセプタクルコネクタ 1 1 6 に着脱自在に接続される。

## 【 0 1 0 4 】

光源コネクタ 1 1 5 からはライトガイド 4 4 の入射端 4 4 a が露呈し、レセプタクルコネクタ 1 1 6 の近傍には絞り 7 3 が配置されている。光源コネクタ 1 1 5 がレセプタクルコネクタ 1 1 6 に接続され、光源装置 1 1 3 が駆動されると、入射端 4 4 a には照明光が入射する。なお、上記第 1 実施形態と同じ構成には同じ符号を付し、説明を省略する。このように、プロセッサ装置 1 1 2 と光源装置 1 1 3 が別体で構成され、内視鏡 1 1 1 が第 1 コネクタ 3 0 および光源コネクタ 1 1 5 の 2 つのコネクタを有する場合も、本発明を適用することが可能である。

30

## 【 0 1 0 5 】

また、内視鏡にプロセッサ装置または光源装置の機能の一部（例えば電力を供給するバッテリーや光源）を搭載させてもよい。さらに、本発明は、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡を用いた内視鏡システムにも適用することができる。

## 【 0 1 0 6 】

上記各実施形態では、画像信号伝送部 5 0 による第 1 画像信号の伝送が不調でない場合には第 1 観察画像を選択し、画像信号伝送部 5 0 による第 1 画像信号の伝送が不調になった場合には第 2 観察画像を選択しているが、本発明はこれに限定されない。第 1 画像信号の伝送の不調如何に関わらず、ユーザの操作により第 1 観察画像、第 2 観察画像のいずれを選択するかを切り替えてもよい。

40

## 【 符号の説明 】

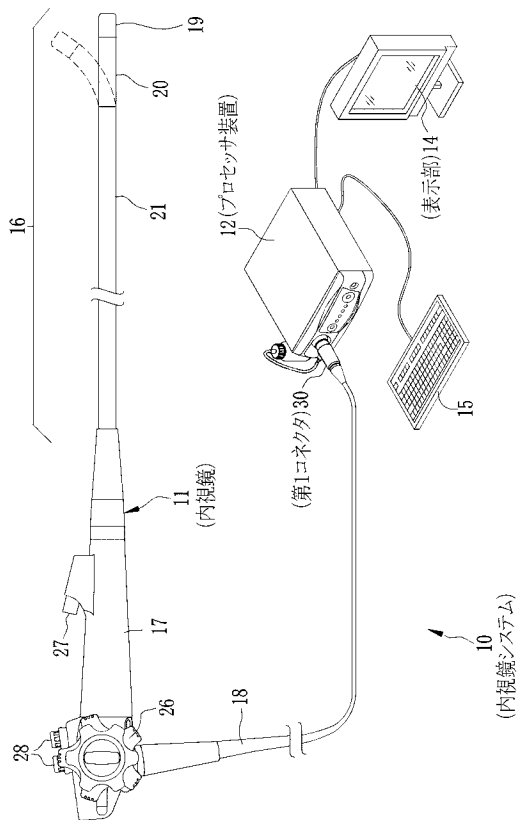
## 【 0 1 0 7 】

- 1 0、1 1 0 内視鏡システム
- 1 1、1 1 1 内視鏡
- 1 2、1 1 2 プロセッサ装置
- 1 4 表示部

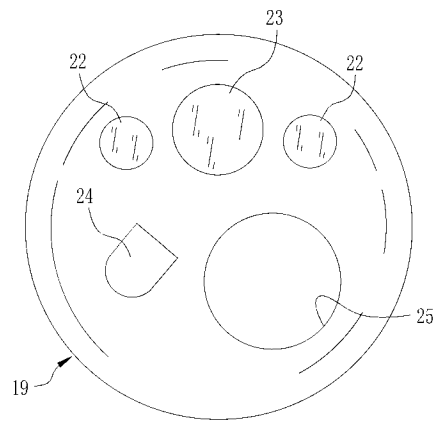
50

- 3 0 第 1 コネクタ
- 3 1 第 2 コネクタ
- 4 1 撮像素子
- 4 3 第 2 画像信号生成部
- 4 5 内視鏡 CPU ( 伝送制御部 )
- 4 6 バッファメモリ
- 5 0 画像信号伝送部
- 5 1 制御信号伝送部
- 6 1 プロセッサ CPU ( 画像選択部 )
- 8 3 第 1 発光素子
- 8 6 第 1 受光素子
- 9 5 第 2 発光素子
- 9 8 第 2 受光素子

【 図 1 】

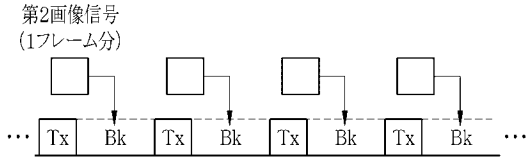


【 図 2 】

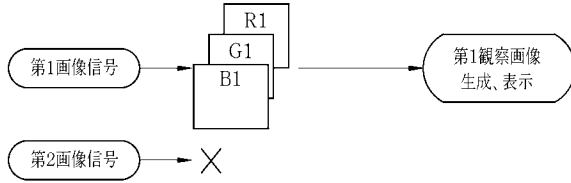




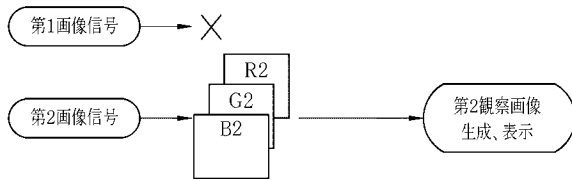
【 図 7 】



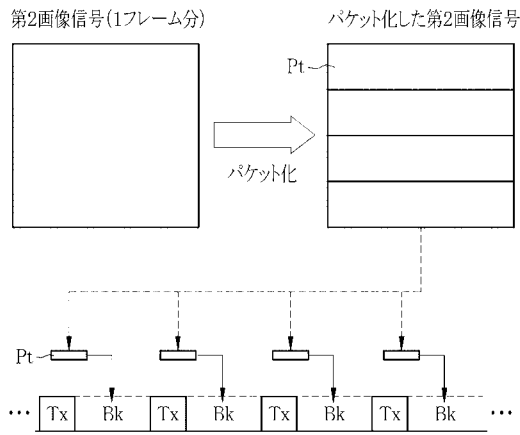
【 図 8 】



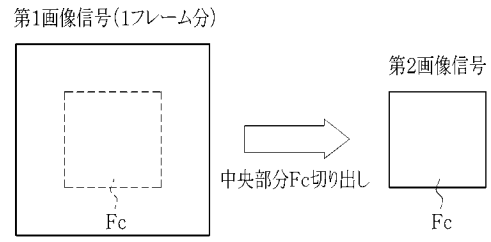
【 図 9 】



【 図 1 2 】



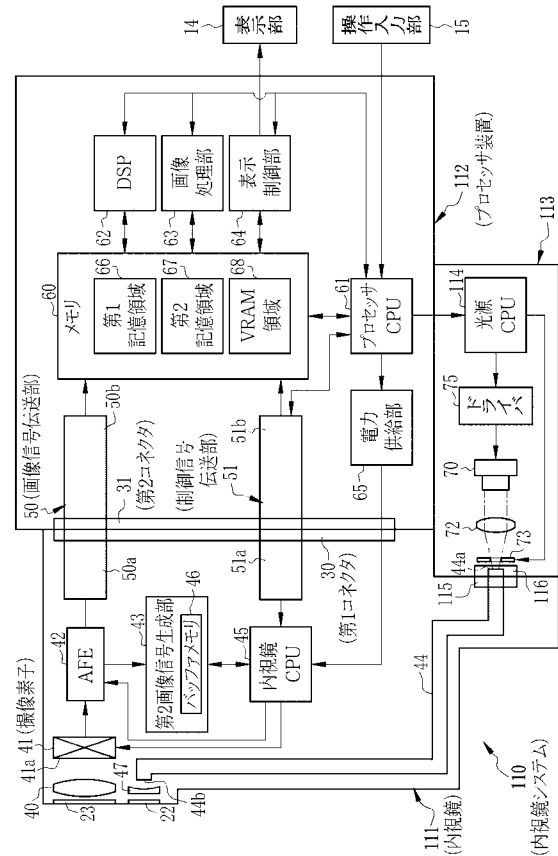
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 3 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 矢野 孝

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA06 CA08 DA36 GA02 GA10 GA11

4C161 CC07 UU05 UU10

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015160098A</a>	公开(公告)日	2015-09-07
申请号	JP2014038850	申请日	2014-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	鈴木一誠 福島公威 下村浩司 矢野孝		
发明人	鈴木一誠 福島公威 下村浩司 矢野孝		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/06.D G02B23/24.B G02B23/24.A A61B1/00.680 A61B1/00.681 A61B1/04.520 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.520		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA08 2H040/DA36 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161 /CC07 4C161/UU05 4C161/UU10		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，其中防止了由于增加用于传输第二图像信号的专用传输部而导致的成本增加以及内窥镜插入部的直径增大。图像信号传输单元50将第一图像信号转换为第一光信号，并将该第一光信号从内窥镜11传输至处理器装置12。控制信号发送单元51发送在内窥镜11与处理器装置12之间交换的控制信号。第二图像信号生成单元43生成具有比第一图像信号小的数据量的第二图像信号。内窥镜CPU 45使用控制信号发送单元51发送第二图像信号。当图像信号发送单元50发送第一图像信号时，处理器CPU61使显示单元14输出基于第一图像信号生成的第一观察图像，并发送第一图像信号。如果存在故障，则基于第二图像信号生成的第二观察图像被输出到显示单元14。[选择图]图3

(21) 出願番号	特願2014-38850 (P2014-38850)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号
(22) 出願日	平成26年2月28日 (2014. 2. 28)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	鈴木 一誠 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	福島 公威 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	下村 浩司 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内