

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6608951号  
(P6608951)

(45) 発行日 令和1年11月20日 (2019.11.20)

(24) 登録日 令和1年11月1日 (2019.11.1)

(51) Int.Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 1/00</b> (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 1
<b>A 6 1 B 1/05</b> (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 1 1
<b>G O 2 B 23/24</b> (2006.01)	A 6 1 B 1/05
<b>G O 2 B 23/26</b> (2006.01)	G O 2 B 23/24 B
<b>G O 2 F 1/01</b> (2006.01)	G O 2 B 23/26

請求項の数 18 (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-553500 (P2017-553500)  
 (86) (22) 出願日 平成27年11月30日 (2015.11.30)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/083607  
 (87) 国際公開番号 W02017/094071  
 (87) 国際公開日 平成29年6月8日 (2017.6.8)  
 審査請求日 平成30年9月21日 (2018.9.21)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 100105924  
 弁理士 森下 賢樹  
 (74) 代理人 100109047  
 弁理士 村田 雄祐  
 (74) 代理人 100109081  
 弁理士 三木 友由  
 (72) 発明者 宮崎 靖浩  
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ  
 ンパス株式会社内  
 審査官 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡および内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

観察被写体に向けられる先端部を有する挿入部と、  
 前記先端部内に設けられ、前記観察被写体を撮像して画像電気信号を出力する撮像部と、  
 前記先端部内に設けられ、前記撮像部から出力される前記画像電気信号に基づいて画像光信号を出力する光変調素子と、  
 前記挿入部内に挿通され、前記先端部外に設けられる通信用光源が発する光を前記光変調素子へ伝送する第1光ケーブルと、  
 前記挿入部内に挿通され、前記光変調素子から出力される前記画像光信号を前記挿入部外へ伝送する第2光ケーブルと、を備え、  
 前記通信用光源は、前記観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源と異なり、  
 前記光変調素子は、前記第1光ケーブルにより伝送された光を変調して前記画像光信号を生成することを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

前記挿入部と接続する内視鏡操作部をさらに備え、  
 前記通信用光源は、前記内視鏡操作部内に設けられることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

【請求項3】

前記内視鏡操作部内に設けられ、前記通信用光源の出力を制御する光源制御部をさらに

備え、

前記光源制御部は、前記通信用光源の発光強度に基づいて前記通信用光源の出力を制御することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記挿入部と接続する内視鏡操作部と、前記画像光信号を処理する画像処理装置に接続可能な接続部と、前記通信用光源の出力を制御する光源制御部とをさらに備え、

前記通信用光源および前記光源制御部の少なくとも一部は、前記接続部に設けられ、前記光源制御部は、前記通信用光源の発光強度に基づいて前記通信用光源の出力を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記光源制御部は、前記第 2 光ケーブルにより伝送された前記画像光信号の光強度に応じて前記通信用光源の出力を制御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。

【請求項 6】

前記画像光信号の伝送経路を分岐させる光スプリッタをさらに備え、

前記光源制御部は、前記光スプリッタにて分岐された前記画像光信号の光強度を検出する検出部を有し、前記検出部の検出値に応じて前記通信用光源の出力を制御することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記光スプリッタおよび前記光源制御部は、同一基板上に配置されて前記内視鏡操作部内に設けられることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記挿入部内に挿通され、前記光変調素子から出力される前記画像光信号を前記光源制御部へ伝送する第 3 光ケーブルをさらに備え、

前記第 2 光ケーブルにより伝送される前記画像光信号は、前記内視鏡外へ伝送され、前記光源制御部は、前記第 3 光ケーブルにより伝送された前記画像光信号の光強度に応じて前記通信用光源の出力を制御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。

【請求項 9】

前記通信用光源は、半導体レーザであり、

前記第 1 光ケーブルおよび前記第 2 光ケーブルは、シングルモード光ファイバであることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 10】

複数の光変調素子を備え、

前記第 2 光ケーブルは、前記複数の光変調素子のそれぞれから出力される画像光信号を伝送可能なマルチコアファイバであることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 11】

前記通信用光源は、一又は複数の単波長光を発することを特徴とする請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記画像光信号を処理する画像処理装置に接続可能な接続部をさらに備え、

前記第 2 光ケーブルは、前記接続部において前記画像光信号が出射される凸形状のファイバ出射端を有することを特徴とする請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 13】

前記通信用光源は、1200nm～1400nmの波長帯に含まれる光を発することを特徴とする請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載の内視鏡。

【請求項 14】

内視鏡と、前記内視鏡からの画像光信号を処理する画像処理装置と、を備え、

前記内視鏡は、

10

20

30

40

50

観察被写体に向けられる先端部を有する挿入部と、  
前記先端部内に設けられ、前記観察被写体を撮像して画像電気信号を出力する撮像部と

、  
前記先端部内に設けられ、前記撮像部から出力される前記画像電気信号に基づいて前記画像光信号を出力する光変調素子と、

前記挿入部内に挿通され、前記先端部外に設けられる通信用光源が発する光を前記光変調素子へ伝送する第1光ケーブルと、

前記挿入部内に挿通され、前記光変調素子から出力される画像光信号を前記画像処理装置へ伝送する第2光ケーブルと、を含み、

前記通信用光源は、前記観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源と異なり、

前記光変調素子は、前記第1光ケーブルにより伝送された光を変調して前記画像光信号を生成し、

前記画像処理装置は、前記第2光ケーブルにより伝送された前記画像光信号を復調して前記観察被写体の撮像画像を生成することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項15】

前記通信用光源は、前記画像処理装置内に設けられることを特徴とする請求項14に記載の内視鏡システム。

【請求項16】

前記画像処理装置内に設けられ、前記通信用光源の出力を制御する光源制御部をさらに備え、

前記光源制御部は、前記通信用光源の発光強度に基づいて前記通信用光源の出力を制御することを特徴とする請求項15に記載の内視鏡システム。

【請求項17】

前記光源制御部は、前記第2光ケーブルにより伝送された前記画像光信号の光強度に応じて前記通信用光源の出力を制御することを特徴とする請求項16に記載の内視鏡システム。

【請求項18】

前記内視鏡は、画像処理装置に接続可能な接続部をさらに備え、

前記画像処理装置は、前記画像光信号を画像電気信号に変換する光電変換部と、前記第2光ケーブルにより伝送された前記画像光信号を前記光電変換部へ伝送する光伝送ケーブルと、をさらに備え、

前記光伝送ケーブルは、前記光電変換部に向けて前記画像光信号が出射される凸形状のファイバ出射端を有することを特徴とする請求項14から17のいずれか一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、内視鏡に関し、特に、画像信号を光伝送する内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、患者等の被検体の臓器を観察する際に内視鏡装置が広く用いられている。内視鏡装置では、先端部に設けられる撮像素子からの映像信号をアナログ電気信号のまま内視鏡スコープ外に伝送する方式が一般的に用いられる。

【0003】

内視鏡スコープの全長は数メートルにわたるため、アナログの映像信号は伝送中に外部ノイズの影響を受けて画質が劣化する傾向にある。特に、内視鏡を使用する医療現場等では電気メス等の装置が動作する為、通常的环境には存在しないレベルのノイズが飛び交う状況にあり、ノイズによる影響は大きい。

【0004】

このようなノイズ影響を解決するため、撮像素子からの電気信号を光信号に変換して画

10

20

30

40

50

像処理装置へ伝送する内視鏡装置が提案されている。例えば、内視鏡スコープの先端部に光変調部を設け、光変調部の発光により生成される光信号を光伝送ケーブルを介して画像処理装置に伝送する構成が挙げられる（特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-307148号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

近年、より鮮明な画像観察を可能とするために、高画素数の撮像素子の使用が検討されている。この場合、伝送すべき画像信号の情報量が増えるため、伝送経路の高速化が必要となる。高速な光伝送を実現するには、光変調部の高速化および高出力化が有効であるが、それに伴って光変調部の消費電力が増大し、発熱の影響が生じる。内視鏡スコープの先端部は、患者等の被検体に挿入されることから、先端部の発熱量を抑えつつ高速な光伝送を実現することが望ましい。

【0007】

本発明はかかる状況においてなされたものであり、そのある態様の例示的な目的のひとつは、先端部の熱影響を低減させた光伝送方式の内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明のある態様の内視鏡は、観察被写体に向けられる先端部を有する挿入部と、先端部内に設けられ、観察被写体を撮像して画像電気信号を出力する撮像部と、先端部内に設けられ、撮像部から出力される画像電気信号に基づいて画像光信号を出力する光変調素子と、挿入部内に挿通され、先端部外に設けられる通信用光源が発する光を光変調素子へ伝送する第1光ケーブルと、挿入部内に挿通され、光変調素子から出力される画像光信号を挿入部外へ伝送する第2光ケーブルと、を備える。通信用光源は、観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源と異なり、光変調素子は、第1光ケーブルにより伝送された光を変調して画像光信号を生成する。

【0009】

本発明の別の態様は、内視鏡システムである。この内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡からの画像光信号を処理する画像処理装置と、を備える。内視鏡は、観察被写体に向けられる先端部を有する挿入部と、先端部内に設けられ、観察被写体を撮像して画像電気信号を出力する撮像部と、先端部内に設けられ、撮像部から出力される画像電気信号に基づいて画像光信号を出力する光変調素子と、挿入部内に挿通され、先端部外に設けられる通信用光源が発する光を光変調素子へ伝送する第1光ケーブルと、挿入部内に挿通され、光変調素子から出力される画像光信号を画像処理装置へ伝送する第2光ケーブルと、を含む。通信用光源は、観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源と異なり、光変調素子は、第1光ケーブルにより伝送された光を変調して画像光信号を生成し、画像処理装置は、第2光ケーブルにより伝送された画像光信号を復調して観察被写体の撮像画像を生成する。

【0010】

なお、以上の構成要素の任意の組み合わせ、本発明の表現を方法、装置、システム、などの変換したものもまた、本発明の態様として有効である。

【発明の効果】

【0011】

本発明のある態様によれば、先端部の熱影響を低減させた光伝送方式の内視鏡を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

10

20

30

40

50

【図 1】ある実施例に係る内視鏡システムの構成を模式的に示す図である。

【図 2】内視鏡システムの機能構成を模式的に示すブロック図である。

【図 3】光源制御部の構成例を模式的に示す回路図である。

【図 4】光変調素子の構成を模式的に示す斜視図である。

【図 5】図 5 ( a ) ~ ( c ) は、光変調素子の入出力信号を模式的に示すグラフである。

【図 6】プラグとレセプタクルの構造を模式的に示す図である。

【図 7】図 7 ( a ) , ( b ) は、第 4 光ケーブルと光電変換部のカップリング構造を模式的に示す図である。

【図 8】ある実施例に係る内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図 9】ある実施例に係る内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

10

【図 10】変形例に係るプラグとレセプタクルの構造を模式的に示す図である。

【図 11】変形例に係るプラグとレセプタクルの構造を模式的に示す図である。

【図 12】レーザ安全規格に定められるクラス分類を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

はじめに、本発明に係るいくつかの実施の形態の概要を説明する。

本発明のある態様の内視鏡である。この内視鏡は、観察被写体に向けられる先端部を有する挿入部と、先端部内に設けられ、観察被写体を撮像して画像電気信号を出力する撮像部と、先端部内に設けられ、撮像部から出力される画像電気信号に基づいて画像光信号を出力する光変調素子と、挿入部内に挿通され、先端部外に設けられる通信用光源が発する光を光変調素子へ伝送する第 1 光ケーブルと、挿入部内に挿通され、光変調素子から出力される画像光信号を挿入部外へ伝送する第 2 光ケーブルと、を備える。通信用光源は、観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源と異なり、光変調素子は、第 1 光ケーブルにより伝送された光を変調して画像光信号を生成する。

20

【 0 0 1 4 】

この態様によると、通信用光源が内視鏡の先端部外にあるため、高出力の通信用光源を用いる場合であっても、先端部における発熱の影響を低減できる。また、照明用光源とは別の通信用光源を用いることで、より高品質な光伝送を実現できる。

【 0 0 1 5 】

挿入部と接続する内視鏡操作部をさらに備えてもよい。通信用光源は、内視鏡操作部内に設けられてもよい。この態様によれば、患者等の被検体に挿入されることのない内視鏡操作部内に通信用光源が設けられるため、通信用光源の発熱による被検体への影響を抑えることができる。

30

【 0 0 1 6 】

内視鏡操作部内に設けられ、通信用光源の出力を制御する光源制御部をさらに備えてもよい。光源制御部は、通信用光源の発光強度に基づいて通信用光源の出力を制御してもよい。

【 0 0 1 7 】

挿入部と接続する内視鏡操作部と、画像光信号を処理する画像処理装置に接続可能な接続部と、通信用光源の出力を制御する光源制御部とをさらに備えてもよい。通信用光源および前記光源制御部の少なくとも一部は、接続部に設けられ、光源制御部は、通信用光源の発光強度に基づいて通信用光源の出力を制御してもよい。

40

【 0 0 1 8 】

光源制御部は、第 2 光ケーブルにより伝送された画像光信号の光強度に応じて通信用光源の出力を制御してもよい。

【 0 0 1 9 】

画像光信号の伝送経路を分岐させる光スプリッタをさらに備えてもよい。光源制御部は、光スプリッタにて分岐された画像光信号の光強度を検出する検出部を有し、検出部の検出値に応じて通信用光源の出力を制御してもよい。

【 0 0 2 0 】

50

光スプリッタおよび光源制御部は、同一基板上に配置されて内視鏡操作部内に設けられてもよい。

【0021】

挿入部内に挿通され、光変調素子から出力される画像光信号を光源制御部へ伝送する第3光ケーブルをさらに備えてもよい。第2光ケーブルにより伝送される画像光信号は、内視鏡外へ伝送され、光源制御部は、第3光ケーブルにより伝送された画像光信号の光強度に応じて通信用光源の出力を制御してもよい。

【0022】

通信用光源は、半導体レーザーであってもよく、第1光ケーブルおよび第2光ケーブルは、シングルモード光ファイバであってもよい。

10

【0023】

複数の光変調素子を備えてもよい。第2光ケーブルは、複数の光変調素子のそれぞれから出力される画像光信号を伝送可能なマルチコアファイバであってもよい。

【0024】

第2光ケーブルおよび第3光ケーブルの少なくとも一方は、マルチモード光ファイバであってもよい。

【0025】

通信用光源は、一又は複数の単波長光を発してもよい。

【0026】

画像光信号を処理する画像処理装置に接続可能な接続部をさらに備えてもよい。第2光ケーブルは、接続部において画像光信号が出射される凸形状のファイバ出射端を有してもよい。

20

【0027】

通信用光源は、1200nm～1400nmの波長帯に含まれる光を発してもよい。

【0028】

本発明の別の態様は、内視鏡システムである。この内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡からの画像光信号を処理する画像処理装置と、を備える。内視鏡は、観察被写体に向けられる先端部を有する挿入部と、先端部内に設けられ、観察被写体を撮像して画像電気信号を出力する撮像部と、先端部内に設けられ、撮像部から出力される画像電気信号に基づいて画像光信号を出力する光変調素子と、挿入部内に挿通され、先端部外に設けられる通信用光源が発する光を光変調素子へ伝送する第1光ケーブルと、挿入部内に挿通され、光変調素子から出力される画像光信号を画像処理装置へ伝送する第2光ケーブルと、を含む。通信用光源は、観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源と異なり、光変調素子は、第1光ケーブルにより伝送された光を変調して画像光信号を生成し、画像処理装置は、第2光ケーブルにより伝送された画像光信号を復調して観察被写体の撮像画像を生成する。

30

【0029】

この態様によると、通信用光源が内視鏡の先端部外にあるため、高出力の通信用光源を用いる場合であっても、先端部における発熱の影響を低減できる。また、照明用光源とは別の通信用光源を用いることで、より高品質な光伝送を実現することができる。

40

【0030】

通信用光源は、画像処理装置内に設けられてもよい。

【0031】

画像処理装置内に設けられ、通信用光源の出力を制御する光源制御部をさらに備えてもよい。光源制御部は、通信用光源の発光強度に基づいて通信用光源の出力を制御してもよい。

【0032】

光源制御部は、第2光ケーブルにより伝送された画像光信号の光強度に応じて通信用光源の出力を制御してもよい。

【0033】

50

内視鏡は、画像処理装置に接続可能な接続部をさらに備えてもよい。画像処理装置は、画像光信号を画像電気信号に変換する光電変換部と、第2光ケーブルにより伝送された画像光信号を光電変換部へ伝送する第4光ケーブルと、をさらに備えてもよい。第4光ケーブルは、光電変換部に向けて画像光信号が出射される凸形状のファイバ出射端を有してもよい。

【0034】

第4光ケーブルは、マルチモード光ファイバであってもよい。

【0035】

以下、図面を参照しながら、本発明を実施するための形態について詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を適宜省略する。また、以下に述べる構成は例示であり、本発明の範囲を何ら限定するものではない。

【0036】

(第1実施例)

図1は、第1実施例に係る内視鏡システム100の構成を模式的に示す図である。内視鏡システム100は、内視鏡10と、画像処理装置50と、表示装置60とを備える。内視鏡10は、挿入部12と、操作部14と、接続部16と、を備える。

【0037】

内視鏡10は、内視鏡スコープといわれる装置であり、挿入部12を被検体の管腔内に挿入し、その先端部18を観察被写体に向けてことで管腔内の目的部位の映像を撮像する装置である。内視鏡10は、挿入部12が可撓性を有する部材で構成され、先端部18の近傍を屈曲させることにより先端部18の向きが調整可能な軟性鏡である。先端部18は、撮像レンズや撮像素子などを収容する部分であり、金属等の硬質な部材で外面が構成されている。そのため、先端部18は、挿入部12よりも可撓性が低い。

【0038】

操作部(内視鏡操作部ともいう)14は、挿入部12と接続部16の間に設けられる。操作部14は、内視鏡10の使用時にユーザが把持する部分であり、先端部18の方向を制御するための操作ノブ24が設けられる。接続部16は、画像処理装置50のレセプタクル52に接続するためのプラグ20と、操作部14とプラグ20の間を接続するユニバーサルコード22とを有する。内視鏡10によって撮像された映像を示す画像信号は、プラグ20を介して画像処理装置50に伝送され、画像処理装置50にて処理される。画像処理装置50は、いわゆるビデオプロセッサであり、伝送された画像信号を処理し、観察被写体の映像を液晶ディスプレイ等の表示装置60に表示させる。

【0039】

図2は、内視鏡システム100の機能構成を模式的に示すブロック図である。内視鏡10は、撮像部26、光変調素子28、通信用光源30、光源制御部32、光スプリッタ38、第1光ケーブル41、第2光ケーブル42、照明部66、照明用光ケーブル68をさらに備える。

【0040】

撮像部26は、先端部18の内部に設けられる。撮像部26は、撮像レンズを含む撮像光学系と、CCDやCMOSセンサなどの撮像素子と、撮像素子を駆動するための同期信号生成部とを有する。撮像部26は、観察被写体を撮像し、撮像画像に対応する画像電気信号を光変調素子28に出力する。撮像部26は、アナログの画像電気信号をデジタル化するA/D変換器を有しており、光変調素子28にデジタルの画像電気信号を出力するように構成される。撮像部26は、例えば、画素数が1920×1080となるフルHDの映像や、4Kや8Kといった画素数のより高い映像を撮像可能となるよう構成される。

【0041】

光変調素子28は、先端部18の内部に設けられる。光変調素子28は、撮像部26から出力される画像電気信号に基づいて画像光信号を出力する。光変調素子28は、通信用光源30から第1光ケーブル41を介して伝送される光に強度変調を施すことにより、画像電気信号に対応する画像光信号を生成する。光変調素子28は、生成した画像光信号を

10

20

30

40

50

第2光ケーブル42(42a)に出力する。

【0042】

通信用光源30は、操作部14の内部に設けられる。通信用光源30は、発光ダイオードやレーザダイオードなどの半導体発光素子で構成される。通信用光源30は、後述する照明用光源64とは異なる光源であり、光通信に適した単波長光を出力する。通信用光源30として、例えば、AlGaAs/GaAs系の材料で構成され、波長が800nm~900nmの近赤外域の波長を出力するファブリペロー型のレーザダイオードを用いることができる。なお、面発光光源であるVCSEL(Vertical Cavity Surface Emitting Laser)を通信用光源30として用いてもよい。通信用光源30の出力光は、非球面レンズなどのカップリングレンズ(不図示)を用いて第1光ケーブル41に入力される。

10

【0043】

光源制御部32は、操作部14の内部に設けられる。光源制御部32は、光強度を検出する検出部34と、検出部34の検出結果に応じて通信用光源30を動作させる駆動部36とを有する。光源制御部32は、通信用光源30の出力強度や、第2光ケーブル42(42a)を通じて伝送された画像光信号の信号強度に応じて、通信用光源30を駆動する。光源制御部32は、例えば、第2光ケーブル42により伝送される画像光信号の信号強度が所定の基準範囲内となるように通信用光源30の出力をフィードバック制御する。

【0044】

光スプリッタ38は、第2光ケーブル42により伝送される画像光信号の一部を分岐させて、検出部34に導くための光分割素子である。光スプリッタ38は、例えば、二本のファイバを近接させて加熱溶融し、融着延伸して作られる溶融ファイバカップラであり、第2光ケーブル42の一部区間を利用して作られる。光スプリッタ38は、光変調素子28から伝送される画像光信号の大部分(例えば、99%以上)をプラグ20へ向けて伝送させ、残りのわずかな部分(例えば、1%以下)を検出部34に向けて分岐させる。

20

【0045】

第1光ケーブル41および第2光ケーブル42は、シングルモード光ファイバで構成され、挿入部12の内部に挿通される。第1光ケーブル41は、通信用光源30の出力光を光変調素子28に伝送する。第2光ケーブル42は、光変調素子28から出力される画像光信号をプラグ20に伝送する。第2光ケーブル42は、光変調素子28と光スプリッタ38の間の上流区間42aと、光スプリッタ38とプラグ20の間の下流区間42bとが1本の光ファイバで構成される。なお、第2光ケーブル42は、それぞれの区間42a、42bが別の光ファイバで構成されてもよい。

30

【0046】

照明部66は、観察被写体を照明するための光学系であり、照明レンズなどを含む。照明用光ケーブル68は、照明用光源64から出力される照明光をプラグ20から先端部18まで伝送する光ファイバである。照明用光ケーブル68は、例えば、複数本の光ファイバ素線を束ねたファイババンドルで構成され、挿入部12、操作部14および接続部16の内部に挿通される。

【0047】

画像処理装置50は、レセプタクル52、光伝送ケーブル44、光電変換部54、デコーダ56、画像信号処理部58、照明用光源64を備える。

40

【0048】

レセプタクル52は、プラグ20と接続するように構成され、第2光ケーブル42(42b)により伝送された画像光信号が第4光ケーブル44に入力されるようにする。また、レセプタクル52は、照明用光源64から出力される照明光が照明用光ケーブル68に入力されるようにする。

【0049】

光伝送ケーブル(第4光ケーブルともいう)44は、画像処理装置50の内部に設けられる光ファイバであり、レセプタクル52から光電変換部54に画像光信号を伝送する。光伝送ケーブル44は、マルチモードファイバで構成される。光伝送ケーブル44をマル

50

チモードファイバとすることで、プラグ 20 とレセプタクル 52 の接続時にわずかな位置ずれが生じてしまう場合であっても、第 2 光ケーブル 42 (42b) と光伝送ケーブル 44 の結合効率の低下を抑えることができる。変形例においては、光伝送ケーブル 44 をシングルモードファイバで構成してもよい。また、第 2 光ケーブル 42 と光伝送ケーブル 44 の双方をマルチモード光ファイバで構成してもよい。その場合、光変調素子 28 と第 2 光ケーブル 42 との結合部における位置決め精度を緩和できる。

#### 【0050】

光電変換部 54 は、内視鏡 10 から伝送された画像光信号を画像電気信号に変換する。光電変換部 54 は、例えば、フォトダイオードなどの受光センサと、受光センサから出力される電流値を電圧値に変換するトランスインピーダンスアンプ (TIA) と、TIA からの出力を増幅するリミッティングアンプ (RMA) とを含む。受光センサとして、近赤外域の受光感度が高い InGaAs 系または Si 系の材料で構成されるものを用いることができる。デコーダ 56 は、光電変換部 54 にて変換された画像電気信号を映像信号に復調する。映像信号処理部 58 は、復調された映像信号を処理して液晶ディスプレイ等の表示装置 60 に表示させる。

10

#### 【0051】

照明用光源 64 は、観察被写体を照らすための照明光を出力する。照明用光源 64 は、例えば、自然光に近い白色光を出力するキセノンランプなどで構成される。照明用光源 64 は、狭帯域光観察を実現するための波長域が限定された光を出力するように構成されてもよい。また、照明用光源 64 は、画像処理装置 50 の内部ではなく、画像処理装置 50 とは別の光源装置として独立して構成されてもよい。

20

#### 【0052】

図 3 は、光源制御部 32 の構成例を模式的に示す回路図である。回路 70 は、オペアンプなどで構成される比較器 71 と、トランジスタなどで構成されるドライバ 72 と、レーザダイオード 73 と、フォトダイオード 74 と、電流検出抵抗 75 と、可変抵抗 76 とを有する。図 2 の構成と比較すると、比較器 71 およびドライバ 72 は、駆動部 36 に対応し、レーザダイオード 73 は、通信用光源 30 に対応し、フォトダイオード 74 は、検出部 34 に対応する。

#### 【0053】

回路 70 は、レーザダイオード 73 の出力強度をフォトダイオード 74 および電流検出抵抗 75 にて検出し、検出される電圧値と可変抵抗 76 によって任意に設定される目標電圧値とを比較器 71 にて比較する。比較器 71 は、これら電圧値の差にしたがってドライバ 72 の出力を制御し、レーザダイオード 73 の出力をフィードバック制御する。回路 70 は、光変調素子 28 にて強度変調される画像光信号の信号周波数と比べて十分に小さい数 Hz ~ 数百 Hz 程度の変動を主に調整する。この変動は、温度といった動作環境の変化や、内視鏡 10 を構成する各部品の経時変化等に起因する。したがって、回路 70 を構成する各部品は、動作周波数の上限値がそれほど高くない比較的安価なもので構成されることができる。

30

#### 【0054】

回路 70 は、プリント基板やフレキシブル基板に各部品を実装することにより構成してもよいし、シリコン基板や石英基板などの同一基板上に半導体プロセスを利用して作られてもよい。後者の場合、光スプリッタ 38 を平面型光導波路の技術を用いて作ることで、回路 70 が形成される基板上に光スプリッタ 38 を一体的に形成してもよい。操作部 14 の内部に設けられる通信用光源 30、光源制御部 32、光スプリッタ 38 を同一基板上に形成して小型化を図ることにより、操作部 14 の内部の限られた空間を有効利用できる。

40

#### 【0055】

図 4 は、光変調素子 28 の構成例を模式的に示す斜視図である。図示する光変調素子 28 は、平面型光導波路の技術を用いて作られるマッハツェンダ型光強度変調器であり、二つの光路を伝搬する光の干渉を利用して光強度を変調する。この光変調素子 28 は、入力

50

ポート 8 1 と、第 1 出力ポート 8 2 と、第 2 出力ポート 8 3 と、入力側カプラ 8 4 と、出力側カプラ 8 5 と、第 1 光導波路 8 6 と、第 2 光導波路 8 7 と、第 1 電極 8 8 と、第 2 電極 8 9 とを有する。

【 0 0 5 6 】

入力ポート 8 1 には、第 1 光ケーブル 4 1 が接続され、第 1 出力ポート 8 2 には第 2 光ケーブル 4 2 ( 4 2 a ) が接続される。第 2 出力ポート 8 3 は、第 3 光ケーブル 4 3 ( 後述する第 2 実施例にて使用 ) の接続が可能である。各光ケーブルは、ファイバ端面を各ポートに直接融着することにより接続できる。入力側カプラ 8 4 および出力側カプラ 8 5 は、多モード干渉を利用する M M I ( Multi-Mode Interference ) カプラである。

【 0 0 5 7 】

入力ポート 8 1 に入力される光は、入力側カプラ 8 4 にて分岐され、第 1 光導波路 8 6 および第 2 光導波路 8 7 を導波する。第 1 光導波路 8 6 および第 2 光導波路 8 7 は、電気光学効果を有する材料で構成され、入力側カプラ 8 4 から出力側カプラ 8 5 までの光路長が同等となるように構成される。第 2 光導波路 8 7 は、第 1 電極 8 8 と第 2 電極 8 9 の間に印加される電圧  $V_{in}$  に応じて導波路の屈折率が変化するように構成される。その結果、印加電圧  $V_{in}$  に応じて、各導波路 8 6 , 8 7 を導波する光の間に位相差が生じる。

【 0 0 5 8 】

各導波路 8 6 , 8 7 を導波した光は、出力側カプラ 8 5 にて合成され、第 1 出力ポート 8 2 および第 2 出力ポート 8 3 から出力される。各導波路 8 6 , 8 7 を導波する光の位相が一致する場合、出力側カプラ 8 5 における干渉によって第 1 出力ポート 8 2 から光が出力されるが、第 2 出力ポート 8 3 からは光が出力されない。一方、各導波路 8 6 , 8 7 を導波する光の位相が反転する場合、干渉によって第 1 出力ポート 8 2 からは光が出力されず、第 2 出力ポート 8 3 から光が出力される。光変調素子 2 8 は、このようにして、第 1 出力ポート 8 2 および第 2 出力ポート 8 3 から出力される光の強度を印加電圧  $V_{in}$  に応じて変調する。

【 0 0 5 9 】

図 5 ( a ) ~ ( c ) は、光変調素子 2 8 の入出力信号を模式的に示すグラフである。図 5 ( a ) は、入力ポート 8 1 に入力される光の強度波形  $P_{in}$  を示す。入力ポート 8 1 に入力される光は、通信用光源 3 0 の出力光であり、光量に変調されておらず、強度が一定値  $P_0$  となるような連続光 ( CW ) である。図 5 ( b ) は、光変調素子 2 8 の電極に印加される電圧波形  $V_{in}$  を示す。この電圧波形  $V_{in}$  は、撮像部 2 6 から出力されるデジタルの画像電気信号である。図 5 ( c ) は、第 1 出力ポート 8 2 から出力される光の強度波形  $P_{out}$  を示す。図示されるように、第 1 出力ポート 8 2 からの出力光は、電圧波形  $V_{in}$  にしたがってパルス状の画像光信号に変調される。光変調素子 2 8 は、このようにして画像光信号を生成し、生成した画像光信号を第 2 光ケーブル 4 2 に出力する。

【 0 0 6 0 】

図 6 は、プラグ 2 0 とレセプタクル 5 2 の構造を模式的に示す図であり、第 2 光ケーブル 4 2 ( 4 2 b ) と光伝送ケーブル 4 4 のカップリング構造を示す。レセプタクル 5 2 は、プラグ 2 0 の接続端 2 0 a と係合可能な凹部 5 2 b を有し、接続端 2 0 a と凹部 5 2 b が係合することにより第 2 光ケーブル 4 2 と光伝送ケーブル 4 4 とが光学的に結合するように構成される。つまり、プラグ 2 0 とレセプタクル 5 2 は、両者の接続時に第 2 光ケーブル 4 2 と光伝送ケーブル 4 4 の光軸が一致するように位置決めされている。

【 0 0 6 1 】

プラグ 2 0 の接続端 2 0 a には、非球面レンズなどで構成されるカップリングレンズ 4 5 が設けられ、第 2 光ケーブル 4 2 の出射端から出力される発散光を平行光に変換する。同様に、レセプタクル 5 2 の接続端 5 2 a には、非球面レンズなどで構成されるカップリングレンズ 4 6 が設けられ、接続端 2 0 a から出射される平行光を集光させて光伝送ケーブル 4 4 に結合させる。

【 0 0 6 2 】

図 7 ( a ) , ( b ) は、光伝送ケーブル 4 4 と光電変換部 5 4 のカップリング構造を模

10

20

30

40

50

式的に示す図である。図7(a)は、カップリングレンズ47を用いる場合を示す。図示されるように、光伝送ケーブル44から出射される画像光信号は、カップリングレンズ47により光電変換部54の受光センサ78に集光される。

【0063】

図7(b)は、光伝送ケーブル44の出射端44aが凸形状に加工されたレンズドファイバを用いる場合を示す。この場合、光伝送ケーブル44から出射される画像光信号は、凸形状の出射端44aによって受光センサ78に集光される。このようなレンズドファイバは、ファイバ端面にマイクロレンズを接着や融着等により取り付けたり、ファイバ端面を研磨や放電などによりレンズ形状に加工したりすることで実現できる。

【0064】

以上の構成による内視鏡システム100の動作について述べる。挿入部12が被検体の管腔内に挿入され、その先端部18が観察被写体に向けられる。撮像部26は、照明部66によって照明される観察被写体を撮像し、画像電気信号を光変調素子28に出力する。通信用光源30は、通信用光源30の出力強度または画像光信号の強度が所定の基準範囲内となるように駆動され、第1光ケーブル41を介して光変調素子28に連続光を出力する。光変調素子28は、通信用光源30からの連続光を画像電気信号に基づいて変調し、第2光ケーブル42を通じて画像処理装置50に画像光信号を出力する。画像処理装置50は、光伝送ケーブル44を通じて受光する画像光信号を変調して映像信号を生成し、表示装置60に観察被写体の映像を表示させる。

【0065】

本実施例によれば、空間的制約や熱的制約の大きい先端部18に通信用光源30を配置する代わりに、こうした制約に比較的余裕のある操作部14に通信用光源30を配置しているため、高出力の通信用光源30を用いることができる。その結果、先端部18に光源を設ける場合と比べて、信号対雑音比(S/N比)の優れた画像光信号を画像処理装置50に伝送できる。また、先端部18に発熱源となる通信用光源30が存在しないため、撮像部26や光変調素子28に対する熱的制約を抑えることができる。その結果、撮像部26や光変調素子28をより高速に動作させることができ、より高精細で情報量の多い画像信号の伝送が可能となる。したがって、本実施例によれば、先端部18における熱影響を抑えつつ、内視鏡システム100の高画質化を実現できる。

【0066】

本実施例によれば、光変調素子28で変調され、第2光ケーブル42により伝送される画像光信号の光強度を用いて通信用光源30をフィードバック制御しているため、画像処理装置50に伝送される画像光信号の強度を所定の基準範囲内に保つことができる。内視鏡10の使用時、挿入部12は屈曲した状態にあり、その内部に挿通される第1光ケーブル41や第2光ケーブル42も屈曲した状態となる。その結果、第1光ケーブル41や第2光ケーブル42の伝送効率が低下し、画像処理装置50に到達する画像光信号の強度が低下するおそれがある。本実施例では、操作部14の位置で画像光信号の強度を検出しているため、挿入部12の屈曲により信号強度が低下したとしても、その低下量を補うように通信用光源30の出力をフィードバック制御できる。また、プラグ20から出力される画像光信号の強度が高くなりすぎないように制御することで、レセプタクル52からプラグ20が抜けた時に、プラグ20から高強度のレーザー光が出力されることを防ぐことができる。したがって、本実施例によれば、内視鏡システム100の信頼性を高めることができる。

【0067】

本実施例によれば、発熱量が比較的大きい撮像素子から離れた位置に通信用光源30を配置できるため、通信用光源30が高温下で動作することによる素子寿命の低下を低減できる。

【0068】

本実施例によれば、挿入部12に挿通される第1光ケーブル41および第2光ケーブル42を径の細いシングルモードファイバとしているため、光ケーブルの追加により挿入部

10

20

30

40

50

12の直径が増加する影響を低減できる。また、画像処理装置50の内部に設けられる光伝送ケーブル44をマルチモードファイバとしているため、画像光信号の受光側における結合ロスの影響を低減できる。

【0069】

本実施例によれば、画像処理装置50に高強度の画像光信号を伝送できるため、画像処理装置50の内部における光学経路の位置精度を緩和させることができる。具体的には、プラグ20とレセプタクル52のカップリング構造や、光伝送ケーブル44と光電変換部54のカップリング構造において、各部品の位置決め精度を緩和して結合ロスが大きくなったとしても、映像信号の復調に十分な信号強度を確保できる。したがって、本実施例によれば、内視鏡システム100の組立時にかかるコストや、位置決め精度の高い部品を用いることによるコストを低減できる。

10

【0070】

(第2実施例)

図8は、第2実施例に係る内視鏡システム200の構成を模式的に示すブロック図である。内視鏡システム200は、光変調素子28の出力に第2光ケーブル142および第3光ケーブル143が接続される点で上述の第1実施例と相違する。以下、内視鏡システム200について、第1実施例との相違点を中心に説明する。

【0071】

内視鏡システム200は、内視鏡110と、画像処理装置50とを備える。内視鏡110は、挿入部12、操作部14、接続部16、先端部18、プラグ20、撮像部26、光変調素子28、通信用光源30、光源制御部32、第1光ケーブル41、第2光ケーブル142、第3光ケーブル143を備える。光源制御部32は、検出部34と駆動部36を有する。なお、図8では、観察被写体を照明するための構成要素(例えば、照明用光源64、照明部66、照明用光ケーブル68)の記載を省略している。

20

【0072】

第2光ケーブル142は、光変調素子28とプラグ20の間に設けられ、光変調素子28から出力される画像光信号をプラグ20に伝送する。第2光ケーブル142は、図4の第2光ケーブル42に対応し、光変調素子28の第1出力ポート82に接続されている。

【0073】

第3光ケーブル143は、光変調素子28と検出部34の間に設けられ、光変調素子28から出力される画像光信号を検出部34に伝送する。第3光ケーブル143は、図4の第3光ケーブル43に対応し、光変調素子28の第2出力ポート83に接続されている。第3光ケーブル143は、例えば、第2光ケーブル142にて伝送される画像光信号と位相が反転した波形を有する画像光信号を伝送する。

30

【0074】

本実施例によれば、二本の光ケーブル142, 143を光変調素子28に接続することで、上述の第1実施例に係る光スプリッタ38を用いることなく、プラグ20と検出部34の双方に画像光信号を伝送できる。その結果、光スプリッタ38にて生じる画像光信号の伝送ロスをなくして、画像処理装置50に伝送する画像光信号の信号強度を高めることができる。したがって、本実施例によれば、光伝送信号のS/Nを向上させることができ、さらに、光スプリッタ削減によるコスト低減を実現できる。

40

【0075】

(第3実施例)

図9は、第3実施例に係る内視鏡システム300の構成を模式的に示すブロック図である。内視鏡システム300は、画像光信号の強度を検出するための検出部234が操作部14ではなく、接続部16のプラグ220の内部に設けられる点で上述の第2実施例と相違する。以下、内視鏡システム300について、第2実施例との相違点を中心に説明する。

【0076】

内視鏡システム300は、内視鏡210と、画像処理装置50とを備える。内視鏡21

50

0 は、挿入部 1 2、操作部 1 4、接続部 1 6、先端部 1 8、プラグ 2 2 0、撮像部 2 6、光変調素子 2 8、通信用光源 3 0、光源制御部 2 3 2、第 1 光ケーブル 4 1、第 2 光ケーブル 1 4 2、第 3 光ケーブル 2 4 3 を備える。光源制御部 2 3 2 は、検出部 2 3 4 と駆動部 3 6 を有する。

【 0 0 7 7 】

検出部 2 3 4 は、接続部 1 6 のプラグ 2 2 0 の内部に設けられ、第 3 光ケーブル 2 4 3 を通じて伝送される画像光信号を検出する。第 3 光ケーブル 2 4 3 は、光変調素子 2 8 と検出部 2 3 4 の間に設けられ、光変調素子 2 8 から出力される画像光信号を検出部 2 3 4 に伝送する。検出部 2 3 4 は、信号線 2 4 0 を通じて画像光信号の検出値を駆動部 3 6 に電気信号として送信する。駆動部 3 6 は、操作部 1 4 の内部に設けられ、検出部 2 3 4 からの電気信号に基づいて通信用光源 3 0 を駆動する。

10

【 0 0 7 8 】

本実施例によれば、検出部 2 3 4 をプラグ 2 2 0 の内部に設けることで、操作部 1 4 の内部空間に余裕を持たせることができる。第 3 光ケーブル 2 4 3 からの画像光信号を効率よく検出部 2 3 4 で検出するためには、カップリングレンズ等のカップリング構造が必要となる場合がある。操作部 1 4 の内部空間には制約があるため、通信用光源 3 0 や駆動部 3 6 に加えて、検出部 2 3 4 および検出部 2 3 4 とのカップリング構造を組み込むことが難しい場合がある。本実施例によれば、光源制御部 2 3 2 の構成要素を操作部 1 4 と接続部 1 6 に分けて実装することで、空間的な制約を緩和し、設計自由度を高めることができる。

20

【 0 0 7 9 】

なお、変形例として、第 3 光ケーブル 2 4 3 を設ける代わりに、第 2 光ケーブル 1 4 2 を分岐させる光スプリッタをプラグ 2 2 0 の内部に設けてもよい。この場合、第 2 光ケーブル 1 4 2 により伝送される画像光信号の一部は、プラグ 2 2 0 の内部の光スプリッタにより分岐され、プラグ 2 2 0 の内部の検出部 2 3 4 に伝送される。

【 0 0 8 0 】

別の変形例として、検出部 2 3 4 および駆動部 3 6 を含む光源制御部 2 3 2 を接続部 1 6 に設け、通信用光源 3 0 を操作部 1 4 に設け、駆動部 3 6 から通信用光源 3 0 への駆動信号を接続部 1 6 から操作部 1 4 へ電気信号として送信する構成を用いてもよい。また、光源制御部 2 3 2 と通信用光源 3 0 の双方を接続部 1 6 に設け、第 1 光ケーブル 4 1、第 2 光ケーブル 1 4 2、第 3 光ケーブル 2 4 3 を接続部 1 6 と挿入部 1 2 の間に設ける構成としてもよい。つまり、通信用光源 3 0 および光源制御部 2 3 2 の任意の一部が接続部 1 6 に設けられてもよいし、その全てが接続部 1 6 に設けられてもよい。本変形例によれば、操作部 1 4 および接続部 1 6 の許容スペースに応じて各ユニットを配置して接続できるため、設計自由度を高めることが可能である。

30

【 0 0 8 1 】

以上、本発明を実施例をもとに説明した。この実施例は例示であり、それらの各構成要素や各処理プロセスの組合せにいろいろな変形例が可能なこと、またそうした変形例も本発明の範囲にあることは当業者に理解されるところである。

【 0 0 8 2 】

図 1 0 は、変形例に係るプラグ 3 2 0 とレセプタクル 3 5 2 の構造を模式的に示す図である。上述の実施例では、図 6 に示すプラグ 2 0 とレセプタクル 5 2 におけるカップリング構造として、カップリングレンズ 4 5、4 6 を用いる場合を示した。本変形例では、カップリング構造として、第 2 光ケーブル 3 4 2 の出射端 3 4 2 a と光伝送ケーブル 3 4 4 の入射端 3 4 4 b のそれぞれを凸形状としている。

40

【 0 0 8 3 】

図示されるように、プラグ 3 2 0 の接続端 3 2 0 a には出射端 3 4 2 a を保護するカバーガラス 3 4 5 が設けられ、レセプタクル 3 5 2 の接続端 3 5 2 a には入射端 3 4 4 b を保護するカバーガラス 3 4 6 が設けられる。プラグ 3 2 0 は、レセプタクル 3 5 2 の凹部 3 5 2 b に係合し、第 2 光ケーブル 3 4 2 から出力される画像光信号を光伝送ケーブル 3

50

44に結合させる。上述したように、第2光ケーブル342により伝送される画像光信号が高強度であるため、本変形例に係るカップリング構造を用いても、映像信号の復調に十分な画像光信号を画像処理装置50に伝送できる。

【0084】

なお、プラグ320とレセプタクル352のカップリング構造において、一方の光ケーブルの端面のみを凸形状とし、他方の光ケーブルの端面にカップリングレンズを配置する構成としてもよい。

【0085】

図11は、別の変形例に係るプラグ320とレセプタクル352の構造を模式的に示す図である。本変形例では、レセプタクル352の内部に光伝送ケーブル344を設ける代わりに、光電変換部354を構成する受光センサ378を設けている。受光センサ378は、レセプタクル352の接続端352aの近傍に配置され、第2光ケーブル342の出射端342aにて集光される画像光信号を受光するよう構成されている。受光センサ378は、レセプタクル352の内部に配設される電気ケーブル379と接続され、電気ケーブル379を介して光電変換部354を構成するトランスインピーダンスアンプ(TIA)やリミッティングアンプ(RMA)に画像電気信号を出力する。本変形例によれば、上述の図7(a)、(b)に示すような光伝送ケーブル44と受光センサ78との間のカップリング構造を省くことができ、伝送効率の向上および部品コストの削減を実現できる。

【0086】

なお、レセプタクル352の内部に光電変換部354を構成する受光センサ、トランスインピーダンスアンプ、リミッティングアンプなどを全て設けることとしてもよい。この場合、レセプタクル352の内部に設けられる光電変換部354から出力される画像電気信号は、電気ケーブルを介してデコーダ56に送信されてよい。

【0087】

上述の第3実施例では、検出部234をプラグ220の内部に設ける構成を示した。さらなる変形例においては、通信用光源と駆動部の双方をプラグ220の内部に配置してもよい。この場合、第1光ケーブルは、操作部14のプラグ220から先端部18の光変調素子28まで配設されてよい。

【0088】

上述の実施例では、通信用光源として波長域が800nm~900nmの単波長光を出力可能なAlGaAs/GaAs系の半導体発光素子を用いる場合を示した。変形例においては、波長域が1200nm~1400nmであるGaInAsP/InP系の半導体発光素子を用いてもよい。この場合、受光センサとしてInGaAs系の材料で構成される受光素子を用いることが望ましい。このような波長域を選択することで、レーザ安全規格の範囲内でより高強度の画像光信号を用いることができる。

【0089】

図12は、レーザ安全規格に定められるクラス分類を示すグラフである。図示されるように、1200nm~1400nmの波長域では、その前後の波長域と比較してクラス1に分類される上限強度が高く、10mWを超える光強度をクラス1の範囲内として使用できる。したがって、通信用光源として波長域が1200nm~1400nmのレーザ光源を用いることで、安全性を確保しながら、より高強度の画像光信号を用いて伝送品質を高めることができる。

【0090】

さらなる変形例においては、通信用光源が複数の単波長光を出力し、光変調素子が複数の単波長光のそれぞれを変調して複数の画像光信号を出力し、画像処理装置50が複数の画像光信号を受信する構成としてもよい。この場合、出力波長の異なる複数の半導体発光素子で通信用光源を構成し、波長ごとに異なる複数の光変調素子を用いてもよい。その他、通信用光源が一つの単波長光を出力する場合であっても、光変調素子内または光変調素子の入力ポートに設けた光スプリッタにより通信用光源からの光を複数に分離して、複数の画像光信号が出力されるようにしてもよい。また、通信用光源から光変調素子までの伝

10

20

30

40

50

送経路および光変調素子から画像処理装置までの伝送経路として、マルチコアファイバを利用してよい。その他、波長分割多重通信技術を用いて、一本のシングルモードファイバに波長の異なる複数の画像光信号を伝送させてもよい。マルチコアファイバを用いる場合、各伝送経路の波長は同一であってもよい。通信用光源として、V C S E Lアレイを用いてもよい。

【0091】

さらなる変形例においては、画像処理装置50から撮像部26に送信される制御信号を光ケーブルを用いて光伝送してもよい。例えば、上述の第1光ケーブルや第2光ケーブルとは別の光ケーブルを内視鏡10の内部に挿通させて、撮像素子やその駆動回路に供給されるクロック信号やコントロール信号を光伝送してもよい。

10

【0092】

さらなる変形例においては、光源制御部を画像処理装置50の内部に設けてもよい。この場合、通信用光源を画像処理装置50の内部に配置し、画像処理装置50から光変調素子28に向けて光通信用の連続光を供給してもよい。また、通信用光源を操作部14または接続部16の内部に配置し、画像処理装置50から通信用光源に向けて駆動信号を出力するよう構成してもよい。

【0093】

さらなる変形例においては、照明用光源を画像処理装置50ではなく内視鏡装置内に設けてもよい。照明用光源は、操作部14や接続部16に設けられてもよいし、先端部18に設けられてもよい。先端部18に照明用光源を配置する場合、白色光の出力が可能な発光ダイオードを用いてもよい。

20

【0094】

上述の実施例では、内視鏡装置が軟性鏡である場合を示した。変形例では、挿入部が可撓性を有しないように構成された硬性鏡であってもよい。また、内視鏡装置は医療用途に用いられるものであってもよいし、工業用途に用いられるものであってもよい。

【符号の説明】

【0095】

10...内視鏡、12...挿入部、14...操作部、16...接続部、18...先端部、20...プラグ、26...撮像部、28...光変調素子、30...通信用光源、32...光源制御部、34...検出部、36...駆動部、38...光スプリッタ、41...第1光ケーブル、42...第2光ケーブル、43...第3光ケーブル、44...光伝送ケーブル、50...画像処理装置、52...レセプタクル、54...光電変換部、64...照明用光源、100...内視鏡システム、110...内視鏡、142...第2光ケーブル、143...第3光ケーブル、200...内視鏡システム、210...内視鏡、220...プラグ、232...光源制御部、234...検出部、300...内視鏡システム、320...プラグ、342...第2光ケーブル、344...光伝送ケーブル、354...光電変換部。

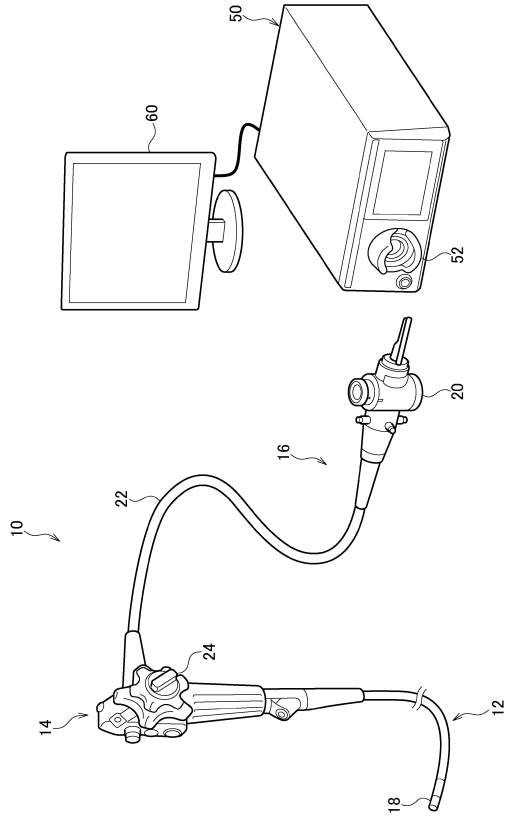
30

【産業上の利用可能性】

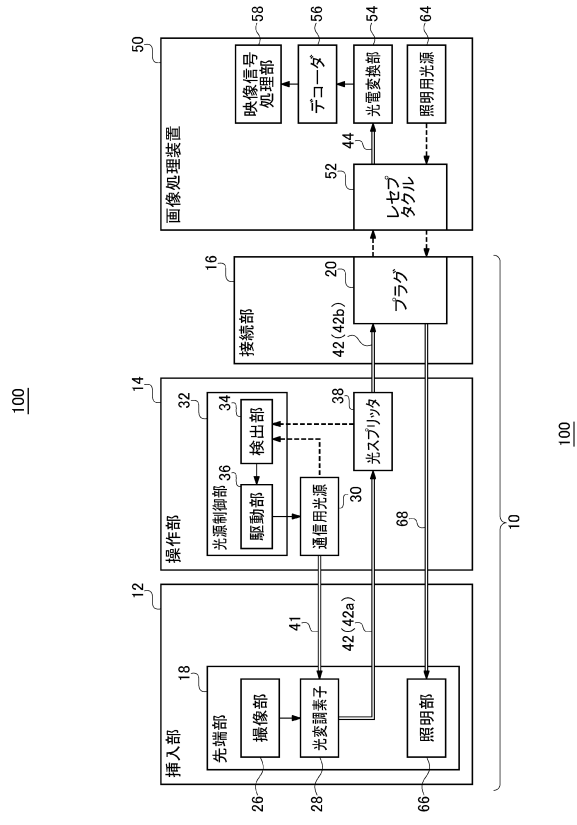
【0096】

本発明は、内視鏡に利用できる。

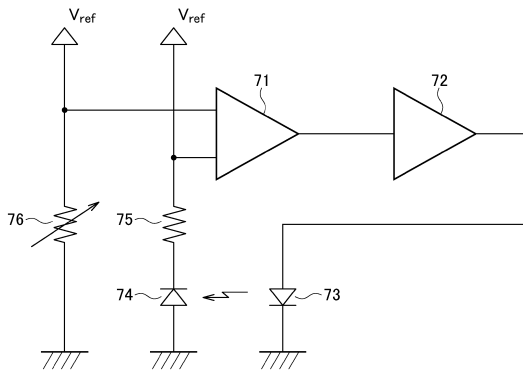
【図 1】



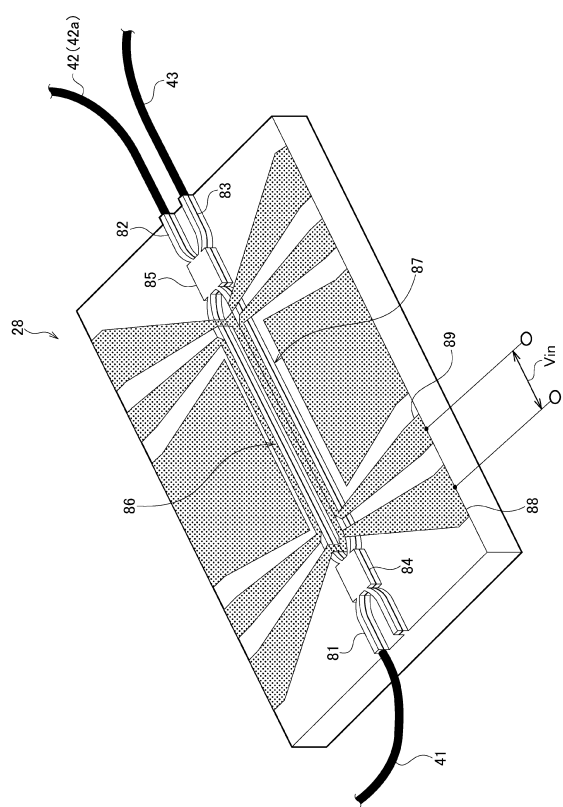
【図 2】



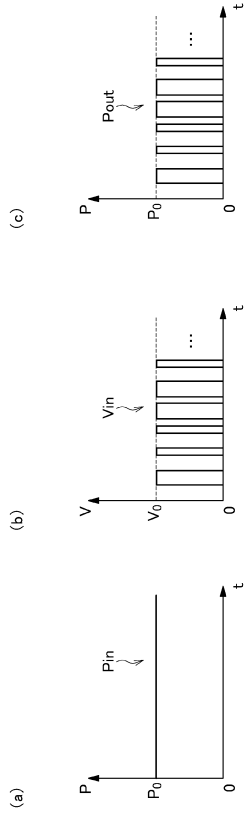
【図 3】



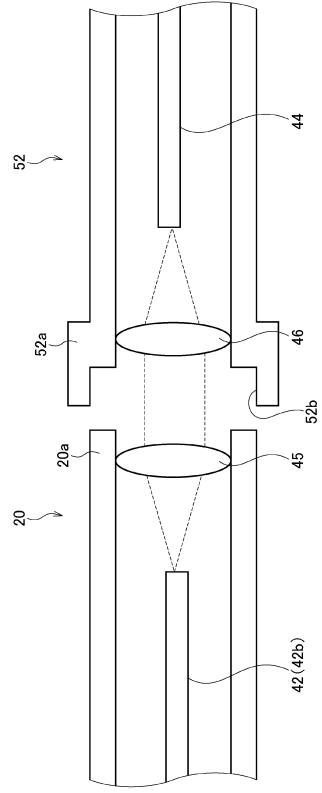
【図 4】



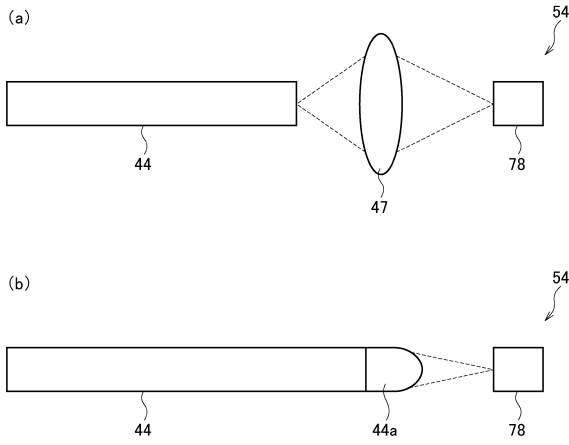
【図5】



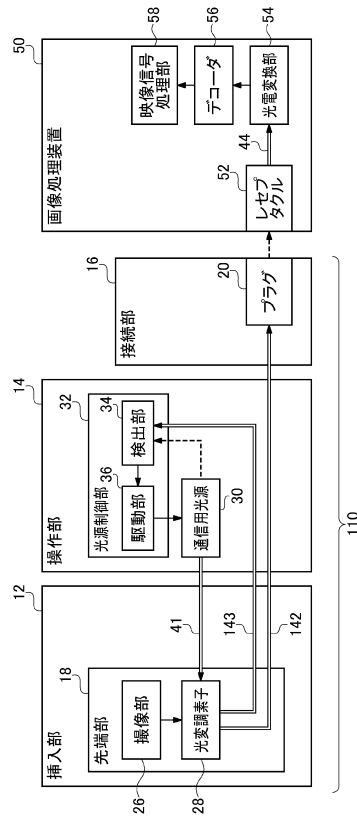
【図6】



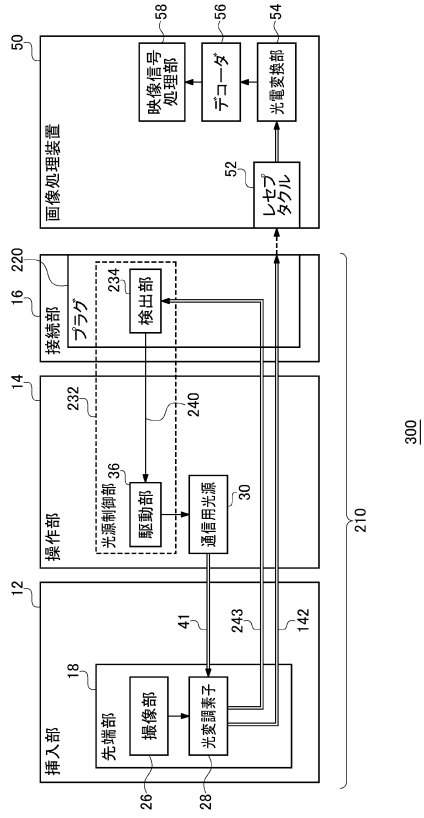
【図7】



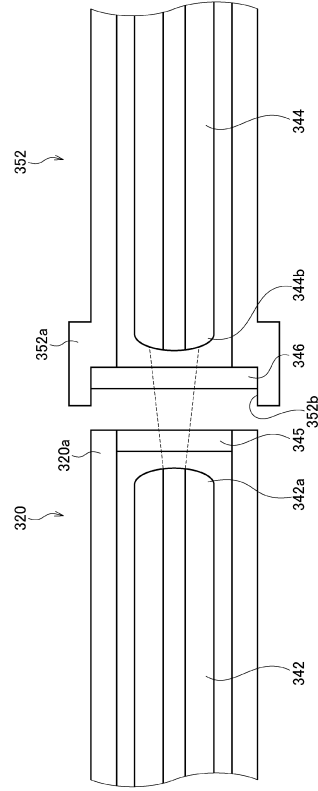
【図8】



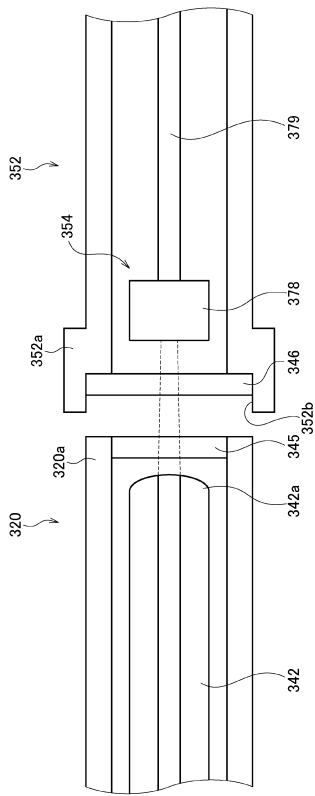
【図9】



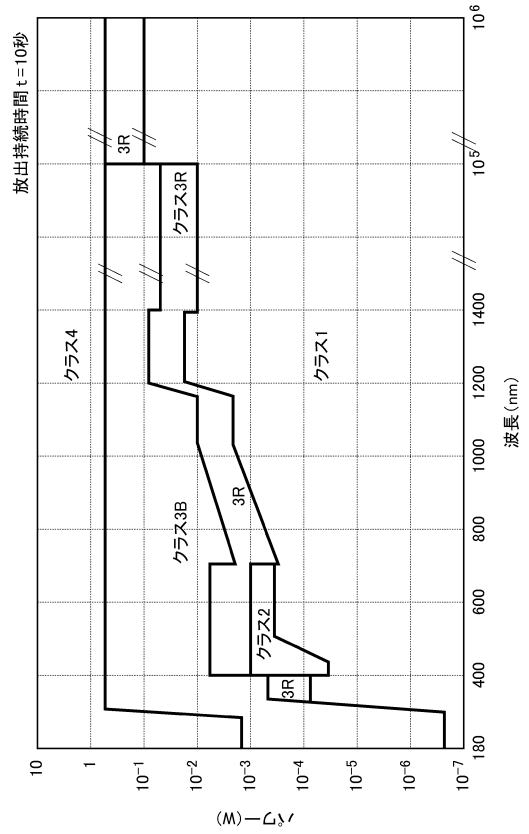
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 0 2 F 1/01 B

(56)参考文献 特開2015-160098(JP,A)  
特開2006-181021(JP,A)  
特開2015-173(JP,A)  
特開2009-95554(JP,A)  
特開昭63-313970(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2  
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6  
J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 ( J D r e a m I I I )

专利名称(译)	内窥镜及内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP6608951B2</a>	公开(公告)日	2019-11-20
申请号	JP2017553500	申请日	2015-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	宫崎靖浩		
发明人	宫崎 靖浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 G02B23/24 G02B23/26 G02F1/01		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00013 A61B1/00126 H04N5/2256 H04N2005/2255 A61B1/00045 A61B1/00096 A61B1/0676		
FI分类号	A61B1/00.681 A61B1/00.711 A61B1/05 G02B23/24.B G02B23/26 G02F1/01.B		
代理人(译)	森下Kenju 三木 友由		
审查员(译)	Tamotsu岛		
其他公开文献	JPWO2017094071A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜包括：插入单元；以及插入单元。成像单元对被检对象成像并输出电图像信号；光调制装置基于从成像单元输出的电图像信号输出光学图像信号；第一光缆插入到插入单元中，以将通信光源发出的光传输到光调制装置；第二光缆插入到插入单元中，以将从光调制装置输出的光学图像信号传输到插入单元外部。通信光源与发射用于照亮被检体的照明光的照明光源不同。光调制装置调制由第一光缆传输的光以产生光学图像信号。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6608951号 (P6608951)
(45) 発行日 令和1年11月20日(2019.11.20)	(24) 登録日 令和1年11月1日(2019.11.1)	
(51) Int. Cl. F 1		
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 1	
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 1 1	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 F 1/01 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	
請求項の数 18 (全 19 頁) 最終頁に続く		
(21) 出願番号 特願2017-553500(P2017-553500)	(73) 特許権者 000000376	
(86) (22) 出願日 平成27年11月30日(2015.11.30)	オリンパス株式会社	
(88) 国際出願番号 PCT/JP2015/083607	東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(87) 国際公開番号 W02017/094071	100105924	
(82) 国際公開日 平成29年6月8日(2017.6.8)	(74) 代理人 弁理士 森下 賢樹	
審査請求日 平成30年9月21日(2018.9.21)	(74) 代理人 100109047	
	弁理士 村田 雄祐	
	(74) 代理人 100109081	
	弁理士 三木 友由	
	(72) 発明者 宮崎 靖浩	
	東京都八王子市石川町2-9-51番地 オリ	
	ンパス株式会社内	
	審査官 島田 保	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 内視鏡および内視鏡システム		