

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/094071

発行日 平成30年9月13日(2018.9.13)

(43) 国際公開日 平成29年6月8日(2017.6.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 1	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 1 1	2 K 1 0 2
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	4 C 1 6 1
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	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁) 最終頁に続く

出願番号	特願2017-553500 (P2017-553500)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/083607		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年11月30日 (2015.11.30)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US	(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
		Fターム (参考)	2H040 CA03 CA11 DA22 FA08 FA13 FA14 GA02 GA11

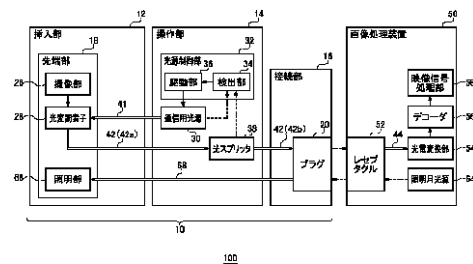
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡および内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡10は、観察被写体に向けられる先端部18を有する挿入部12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26と、先端部内に設けられ、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30が発する光を光変調素子28へ伝送する第1光ケーブル41と、挿入部内に挿通され、光変調素子28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42と、を備える。通信用光源30は、観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源64と異なり、光変調素子28は、第1光ケーブル41により伝送された光を変調して画像光信号を生成する。

【選択図】 図2



- 12 Insertion unit
- 14 Operation unit
- 16 Connection unit
- 18 Distal end portion
- 20 Plug
- 26 Imaging unit
- 28 Light modulating element
- 30 Communication light source
- 32 Light source control unit
- 34 Detection unit
- 36 Drive unit
- 38 Optical splitter
- 50 Image processing device
- 52 Photoelectric conversion unit
- 54 Decoder
- 56 Image signal processing unit
- 64 Illumination light source
- 66 Illumination unit

【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、半導体レーザーであり、

10

20

30

40

50

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、

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

10

20

30

40

50

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 1 4 から 1 7 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 2 0 0 8 - 3 0 7 1 4 8 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】

10

20

30

40

50

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。

10

【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、などの間で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】

20

【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。

30

【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】

【0013】

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。

40

【0014】

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。

【0015】

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

50

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

10

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

20

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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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】

20

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。

30

【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。

40

【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

50

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 $800\text{ nm} \sim 900\text{ nm}$ 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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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により、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。

【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、入力ポート 81 と、第 1 出力ポート 82 と、第 2 出力ポート 83 と、入力側カブラ 84 と、出力側カブラ 85 と、第 1 光導波路 86 と、第 2 光導波路 87 と、第 1 電極 88 と、第 2 電極 89 とを有する。

【0056】

入力ポート 81 には、第 1 光ケーブル 41 が接続され、第 1 出力ポート 82 には第 2 光ケーブル 42 (42a) が接続される。第 2 出力ポート 83 は、第 3 光ケーブル 43 (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。入力側カブラ 84 および出力側カブラ 85 は、多モード干渉を利用する MMI (Multi-Mode Interference) カブラである。

【0057】

入力ポート 81 に入力される光は、入力側カブラ 84 にて分岐され、第 1 光導波路 86 および第 2 光導波路 87 を導波する。第 1 光導波路 86 および第 2 光導波路 87 は、電気光学効果を有する材料で構成され、入力側カブラ 84 から出力側カブラ 85 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 87 は、第 1 電極 88 と第 2 電極 89 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 86, 87 を導波する光の間に位相差が生じる。

【0058】

各導波路 86, 87 を導波した光は、出力側カブラ 85 にて合成され、第 1 出力ポート 82 および第 2 出力ポート 83 から出力される。各導波路 86, 87 を導波する光の位相が一致する場合、出力側カブラ 85 における干渉によって第 1 出力ポート 82 から光が出力されるが、第 2 出力ポート 83 からは光が出力されない。一方、各導波路 86, 87 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 82 からは光が出力されず、第 2 出力ポート 83 から光が出力される。光変調素子 28 は、このようにして、第 1 出力ポート 82 および第 2 出力ポート 83 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。

【0059】

図 5 (a) ~ (c) は、光変調素子 28 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 81 に入力される光の強度波形 P_{in} を示す。入力ポート 81 に入力される光は、通信用光源 30 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 28 の電極に印加

10

20

30

40

50

される電圧波形 V_{in} を示す。この電圧波形 V_{in} は、撮像部 26 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 82 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 82 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 28 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 42 に出力する。

【0060】

図 6 は、プラグ 20 とレセプタクル 52 の構造を模式的に示す図であり、第 2 光ケーブル 42 (42b) と光伝送ケーブル 44 のカップリング構造を示す。レセプタクル 52 は、プラグ 20 の接続端 20a と係合可能な凹部 52b を有し、接続端 20a と凹部 52b が係合することにより第 2 光ケーブル 42 と光伝送ケーブル 44 とが光学的に結合するように構成される。つまり、プラグ 20 とレセプタクル 52 は、両者の接続時に第 2 光ケーブル 42 と光伝送ケーブル 44 の光軸が一致するように位置決めされている。

10

【0061】

プラグ 20 の接続端 20a 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 45 が設けられ、第 2 光ケーブル 42 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 52 の接続端 52a 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 46 が設けられ、接続端 20a から出射される平行光を集光させて光伝送ケーブル 44 に結合させる。

【0062】

図 7 (a), (b) は、光伝送ケーブル 44 と光電変換部 54 のカップリング構造を模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。

20

【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】

30

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】

40

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】

50

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 の使用中、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。

10

【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 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。

20

【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。

30

【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。

40

【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 2

50

8 から出力される画像光信号を検出部 3 4 に伝送する。第 3 光ケーブル 1 4 3 は、図 4 の第 3 光ケーブル 4 3 に対応し、光変調素子 2 8 の第 2 出力ポート 8 3 に接続されている。第 3 光ケーブル 1 4 3 は、例えば、第 2 光ケーブル 1 4 2 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。

【 0 0 7 4 】

本実施例によれば、二本の光ケーブル 1 4 2 , 1 4 3 を光変調素子 2 8 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 3 8 を用いることなく、プラグ 2 0 と検出部 3 4 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 3 8 にて生じる画像光信号の伝送ロスがなくして、画像処理装置 5 0 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。

10

【 0 0 7 5 】

(第 3 実施例)

図 9 は、第 3 実施例に係る内視鏡システム 3 0 0 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 3 0 0 は、画像光信号の強度を検出するための検出部 2 3 4 が操作部 1 4 ではなく、接続部 1 6 のプラグ 2 2 0 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 3 0 0 について、第 2 実施例との相違点を中心に説明する。

【 0 0 7 6 】

内視鏡システム 3 0 0 は、内視鏡 2 1 0 と、画像処理装置 5 0 とを備える。内視鏡 2 1 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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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

50

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。

【0081】

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で、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。

【0082】

図 10 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。

【0083】

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 4 4 に結合させる。上述したように、第 2 光ケーブル 3 4 2 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 5 0 に伝送できる。

【0084】

なお、プラグ 3 2 0 とレセプタクル 3 5 2 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 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。本変形例では、レセプタクル 3 5 2 の内部に光伝送ケーブル 3 4 4 を設ける代わりに、光電変換部 3 5 4 を構成する受光センサ 3 7 8 を設けている。受光センサ 3 7 8 は、レセプタクル 3 5 2 の接続端 3 5 2 a の近傍に配置され、第 2 光ケーブル 3 4 2 の出射端 3 4 2 a にて集光される画像光信号を受光するように構成されている。受光センサ 3 7 8 は、レセプタクル 3 5 2 の内部に配設される電気ケーブル 3 7 9 と接続され、電気ケーブル 3 7 9 を介して光電変換部 3 5 4 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 4 4 と受光センサ 7 8 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 3 5 2 の内部に光電変換部 3 5 4 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 3 5 2 の内部に設けられる光電変換部 3 5 4 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 5 6 に送信されてよい。

【0087】

上述の第 3 実施例では、検出部 2 3 4 をプラグ 2 2 0 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 2 2 0 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 1 4 のプラグ 2 2 0 から先端部 1 8 の光変調素子 2 8 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 800 nm ~ 900 nm の単波長光を出

10

20

30

40

50

力可能な $\text{AlGaAs}/\text{GaAs}$ 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 $1200\text{nm} \sim 1400\text{nm}$ である $\text{GaInAsP}/\text{InP}$ 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、 $1200\text{nm} \sim 1400\text{nm}$ 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 $1200\text{nm} \sim 1400\text{nm}$ 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、VCSEL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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

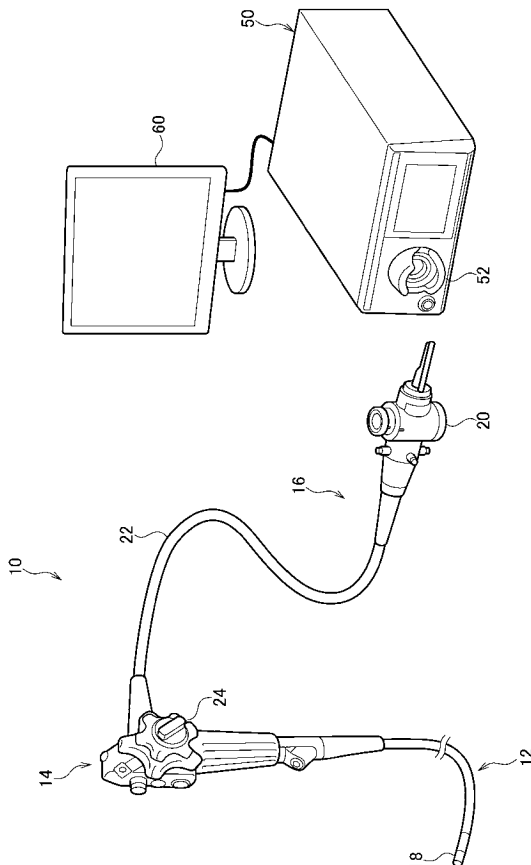
ブル、43...第3光ケーブル、44...光伝送ケーブル、50...画像処理装置、52...レセプタクル、54...光電変換部、64...照明用光源、100...内視鏡システム、110...内視鏡、142...第2光ケーブル、143...第3光ケーブル、200...内視鏡システム、210...内視鏡、220...プラグ、232...光源制御部、234...検出部、300...内視鏡システム、320...プラグ、342...第2光ケーブル、344...光伝送ケーブル、354...光電変換部。

【産業上の利用可能性】

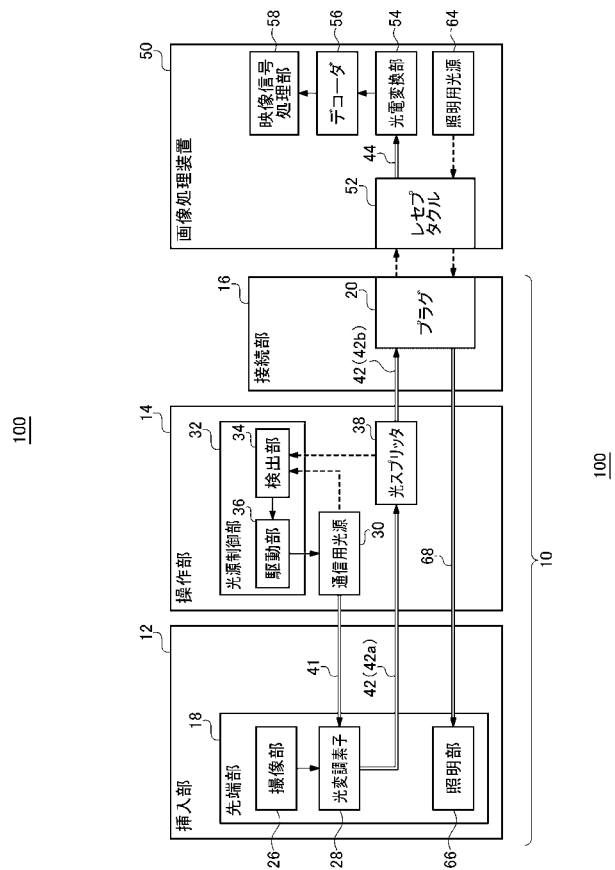
【0096】

本発明は、内視鏡に利用できる。

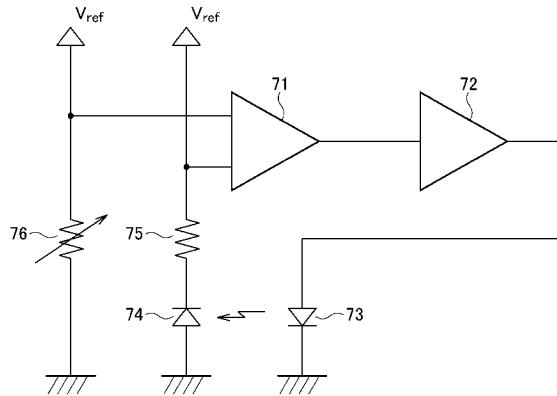
【図1】



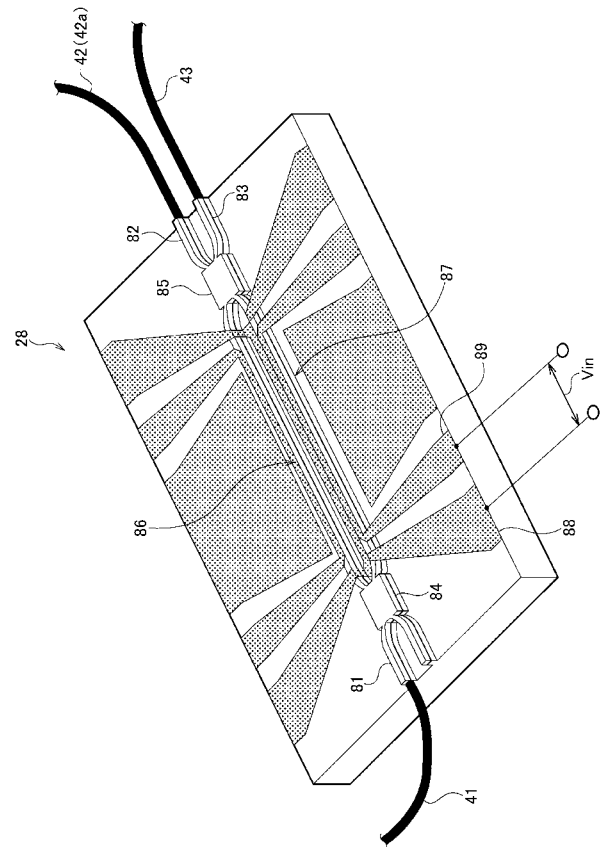
【図2】



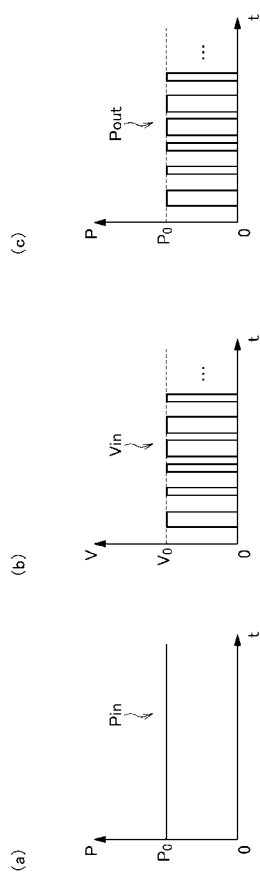
【図 3】



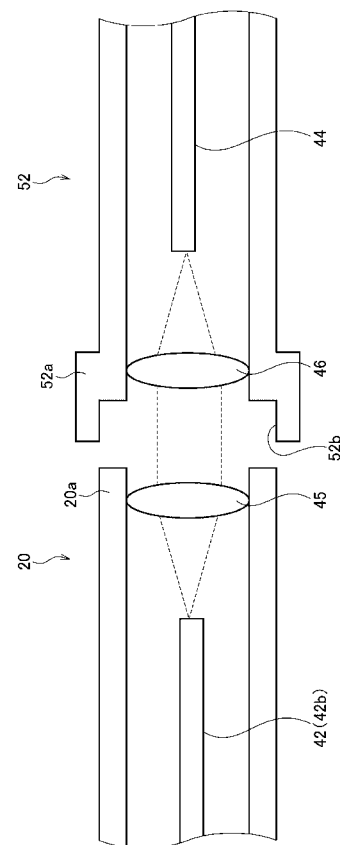
【図 4】



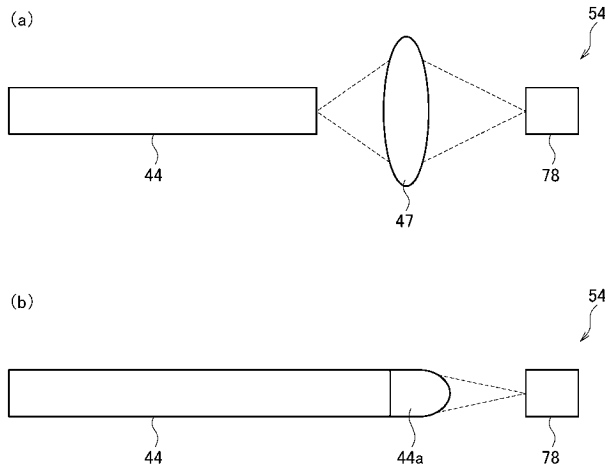
【図 5】



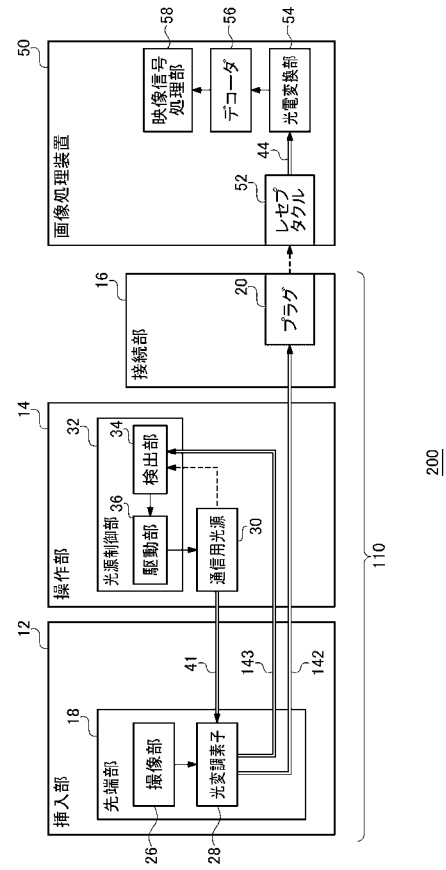
【図 6】



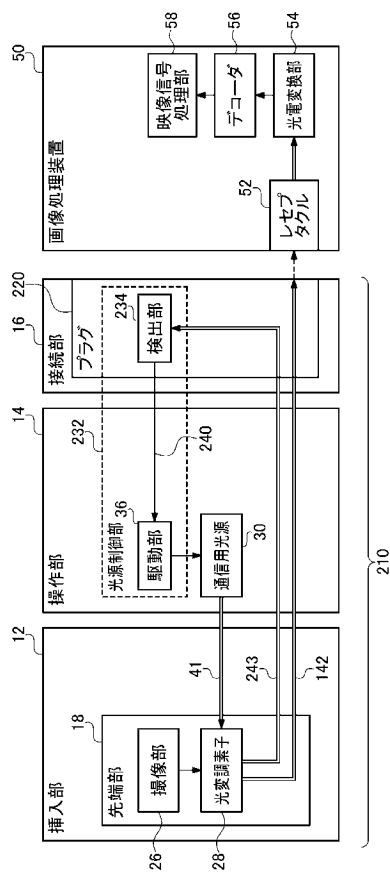
【図 7】



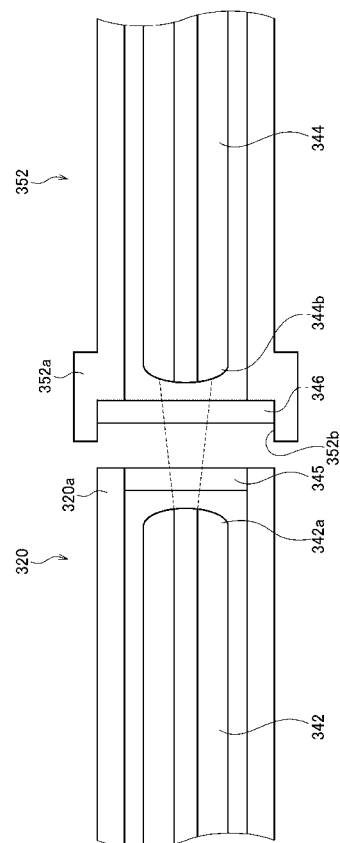
【図 8】



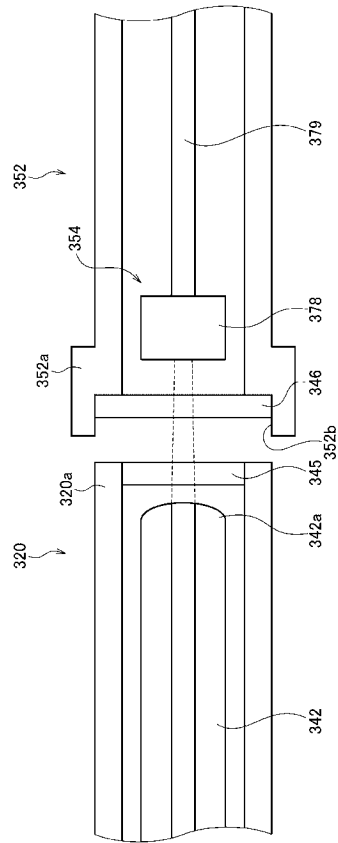
【図 9】



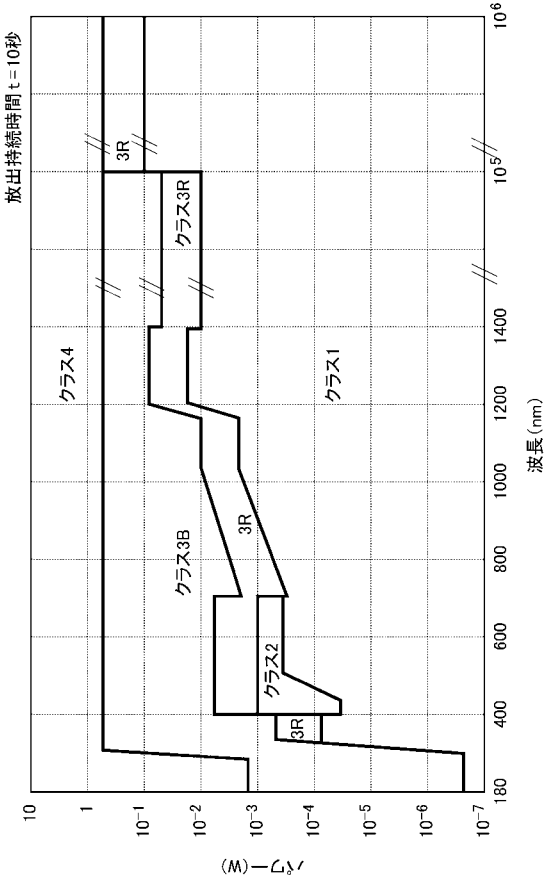
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/083607
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26		
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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-160098 A (Fujifilm Corp.), 07 September 2015 (07.09.2015), paragraphs [0054] to [0057], [0081]; fig. 3, 4 (Family: none)	1-18
A	JP 2006-181021 A (Media Technology Co., Ltd.), 13 July 2006 (13.07.2006), fig. 1, 4 (Family: none)	1-18
A	JP 2015-000173 A (Olympus Medical Systems Corp.), 05 January 2015 (05.01.2015), paragraphs [0013] to [0021]; fig. 1, 2 (Family: none)	1-18
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 12 February 2016 (12.02.16)		Date of mailing of the international search report 23 February 2016 (23.02.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083607

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 2009-095554 A (Hoya Corp.), 07 May 2009 (07.05.2009), paragraph [0028]; fig. 1, 2 (Family: none)	1-18
A	JP 63-313970 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 22 December 1988 (22.12.1988), page 12, lower left column, line 18 to lower right column, line 13; fig. 14 (Family: none)	1-18

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 3 6 0 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/04 (2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2015-160098 A (富士フイルム株式会社) 2015.09.07, 段落 0054-0057, 0081, 第 3, 4 図 (ファミリーなし)	1-18	
A	JP 2006-181021 A (株式会社メディア・テクノロジー) 2006.07.13, 第 1, 4 図 (ファミリーなし)	1-18	
A	JP 2015-000173 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.01.05, 段落 0013-0021, 第 1, 2 図 (ファミリーなし)	1-18	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 1 2 . 0 2 . 2 0 1 6		国際調査報告の発送日 2 3 . 0 2 . 2 0 1 6	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5 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) 島田 保	2 Q 4 0 0 4
		電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2015/083607

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-095554 A (HOYA株式会社) 2009.05.07, 段落 0028, 第 1, 2 図 (ファミリーなし)	1-18
A	JP 63-313970 A (オリンパス光学工業株式会社) 1988.12.22, 第 12 頁左下欄第 18 行目-同頁右下欄第 13 行目, 第 14 図 (ファミリーなし)	1-18

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
	G 0 2 F 1/01	B

F ターム (参考) 2K102 AA21 BA01 BB01 BC04 BD00 DA05 DB04 EA02 EA16 EA23
EB20
4C161 BB02 CC06 DD03 FF11 FF46 JJ19 LL02 NN03 UU05 UU08
UU09

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) 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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 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)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2017094071A1	公开(公告)日	2018-09-13
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		
[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		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/DA22 2H040/FA08 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA11 2K102/AA21 2K102/BA01 2K102/BB01 2K102/BC04 2K102/BD00 2K102/DA05 2K102/DB04 2K102/EA02 2K102/EA16 2K102/EA23 2K102/EB20 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF11 4C161/FF46 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN03 4C161/UU05 4C161/UU08 4C161/UU09		
代理人(译)	森下Kenju 三木 友由		
其他公开文献	JP6608951B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜10包括：插入部12，其具有指向观察对象的前端部18；摄像部26，其设置在该前端部，该摄像部26对观察对象进行摄像并输出图像电信号，并设置在该前端部。光学调制元件28，其基于从成像单元26输出的图像电信号输出图像光学信号，以及从通信光源30发出的光输出到光学调制元件28，该通信光源30被插入在插入部分内部并且被设置在尖端部分之外。第一光缆41和第二光缆42用于将从光调制元件28输出的图像光信号传输到插入到插入部的插入部的外部。与发出照射照明对象的照明光的照明光源64不同，通信光源30对由第一光缆41传输的光进行调制以生成图像光信号。[选择图]图2

