

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017 年 6 月 8 日(08.06.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/094071 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/083607
- (22) 国際出願日: 2015 年 11 月 30 日(30.11.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 宮崎 靖浩(MIYAZAKI, Yasuhiro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 森下 賢樹(MORISHITA Sakaki); 〒1500021 東京都渋谷区恵比寿西 2 - 1 1 - 1 2 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

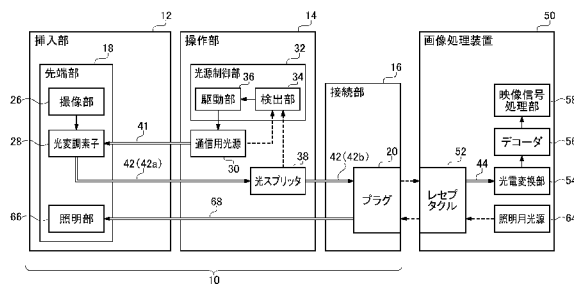
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ENDOSCOPE AND ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡および内視鏡システム



- 100
- 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 Receptacle
54 Photoelectric conversion unit
56 Decoder
58 Image signal processing unit
64 Illumination light source
66 Illumination unit

(57) Abstract: This endoscope 10 includes: an insertion unit 12 that has a distal end portion 18 which is directed toward a subject to be observed; an imaging unit 26 that is provided inside the distal end portion, and captures an image of the subject being observed and outputs an image electrical signal; a light modulating element 28 that is provided inside the distal end portion and outputs an image optical signal on the basis of the image electrical signal output from the imaging unit 26; a first optical cable 41 that is inserted into the insertion unit and transmits light emitted from a communication light source 30 provided outside the distal end portion to the light modulating element 28; and a second optical cable 42 that is inserted into the insertion unit and transmits the image optical signal output from the light modulating element 28 outside of the insertion unit. The communication light source 30 is different from an illumination light source 64 that emits illumination light for illuminating the subject being observed, and the light modulating element 28 modulates the light transmitted by the first optical cable 41 to generate the image optical signal.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/094071 A1



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。

明 細 書

発明の名称：内視鏡および内視鏡システム

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] [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。

[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。

[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。

[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] 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。

[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。

[0027] 通信用光源は、 $1200\text{ nm} \sim 1400\text{ nm}$ 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。

[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。

[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] 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、4 K や 8 K 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 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。
- [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。

[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。

[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。

[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 7 1 およびドライバ 7 2 は、駆動部 3 6 に対応し、レーザダイオード 7 3 は、通信用光源 3 0 に対応し、フォトダイオード 7 4 は、検出部 3 4 に対応する。

[0053] 回路 7 0 は、レーザダイオード 7 3 の出力強度をフォトダイオード 7 4 および電流検出抵抗 7 5 にて検出し、検出される電圧値と可変抵抗 7 6 によって任意に設定される目標電圧値とを比較器 7 1 にて比較する。比較器 7 1 は、これら電圧値の差にしたがってドライバ 7 2 の出力を制御し、レーザダイオード 7 3 の出力をフィードバック制御する。回路 7 0 は、光変調素子 2 8 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 1 0 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 7 0 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 7 0 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 3 8 を平面型光導波路の技術を用いて作ることににより、回路 7 0 が形成される基板上に光スプリッタ 3 8 を一体的に形成してもよい。操作部 1 4 の内部に設けられる通信用光源 3 0、光源制御部 3 2、光スプリッタ 3 8 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 1 4 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 2 8 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 2 8 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 2 8 は、入力ポート 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。

[0056] 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 MMI (Multi-Mode Interference) カプラである。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[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。

[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

リ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

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。

[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。

[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。

[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。

[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。

[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。

[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210は、挿入部12、操作部14、接続部16、先端部18、プラグ220、撮像部26、光変調素子28、通信用光源30、光源制御部232、第1光ケーブル41、第2光ケーブル142、第3光ケーブル243を備える。光源制御部232は、検出部234と駆動部36を有する。

[0077] 検出部234は、接続部16のプラグ220の内部に設けられ、第3光ケーブル243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243は、光変調素子28と検出部234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234に伝送する。検出部234は、信号線240を通じて画像光信号の検出値を駆動部36に電気信号として送信する。駆動部36は、操作部14の内部に設けられ、検出部234からの電気信号に基づいて通信用光源30を駆動する。

[0078] 本実施例によれば、検出部234をプラグ220の内部に設けることで、操作部14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243からの画像光信号を効率よく検出部234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14の内部空間には制約があるため、通信用光源30や駆動部36に加えて、検出部234および検出部234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232の構成要素を操作部14と接続部16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。

[0079] なお、変形例として、第3光ケーブル243を設ける代わりに、第2光ケーブル142を分岐させる光スプリッタをプラグ220の内部に設けてもよい。この場合、第2光ケーブル142により伝送される画像光信号の一部は、プラグ220の内部の光スプリッタにより分岐され、プラグ220の内部の検出部234に伝送される。

[0080] 別の変形例として、検出部234および駆動部36を含む光源制御部232を接続部16に設け、通信用光源30を操作部14に設け、駆動部36から通信用光源30への駆動信号を接続部16から操作部14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232と通信用光源30の双方を接続部16に設け、第1光ケーブル41、第2光ケーブル142、第3光ケーブル243を接続部16と挿入部12の間に設ける構成としてもよい。つまり、通信用光源30および光源制御部232の任意の一部が接続部16に設けられてもよいし、その全てが接続部16に設けられてもよい。本変形例によれば、操作部14および接続部16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。

[0082] 図10は、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。上述の実施例では、図6に示すプラグ20とレセプタクル52におけるカップリング構造として、カップリングレンズ45、46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342の出射端342aと光伝送ケーブル344の入射端344b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320の接続端320aには出射端342aを保護するカバーガラス345が設けられ、レセプタクル352の接続端35

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 1 1 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 (T I A) やリミッティングアンプ (R M A) 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

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] さらに変形例においては、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もよい。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] さらに変形例においては、画像処理装置 5 0 から撮像部 2 6 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 1 0 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] さらに変形例においては、光源制御部を画像処理装置 5 0 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 5 0 の内部に配置し、画像処理装置 5 0 から光変調素子 2 8 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 1 4 または接続部 1 6 の内部に配置し、画像処理装置 5 0 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] さらに変形例においては、照明用光源を画像処理装置 5 0 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 1 4 や接続部 1 6 に設けられてもよいし、先端部 1 8 に設けられてもよい。先端部 1 8 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] 1 0 …内視鏡、1 2 …挿入部、1 4 …操作部、1 6 …接続部、1 8 …先端部、2 0 …プラグ、2 6 …撮像部、2 8 …光変調素子、3 0 …通信用光源、3 2 …光源制御部、3 4 …検出部、3 6 …駆動部、3 8 …光スプリッタ、4 1 …第 1 光ケーブル、4 2 …第 2 光ケーブル、4 3 …第 3 光ケーブル、4 4 …光伝送ケーブル、5 0 …画像処理装置、5 2 …レセプタクル、5 4 …光電変換部、6 4 …照明用光源、1 0 0 …内視鏡システム、1 1 0 …内視鏡、1

４２…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。

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、

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、

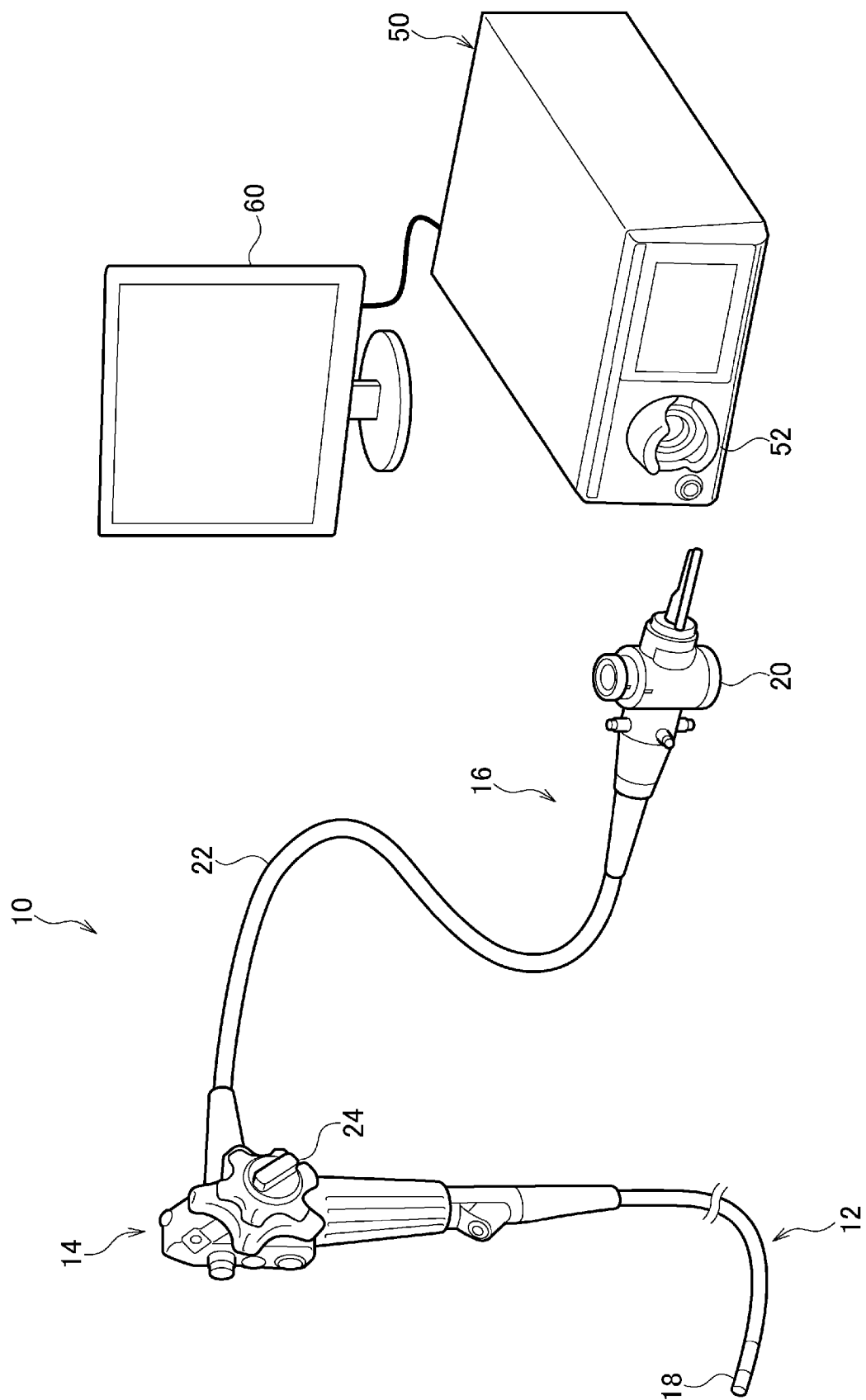
前記通信用光源は、前記観察被写体を照明する照明光を発する照明用光源と異なり、

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、

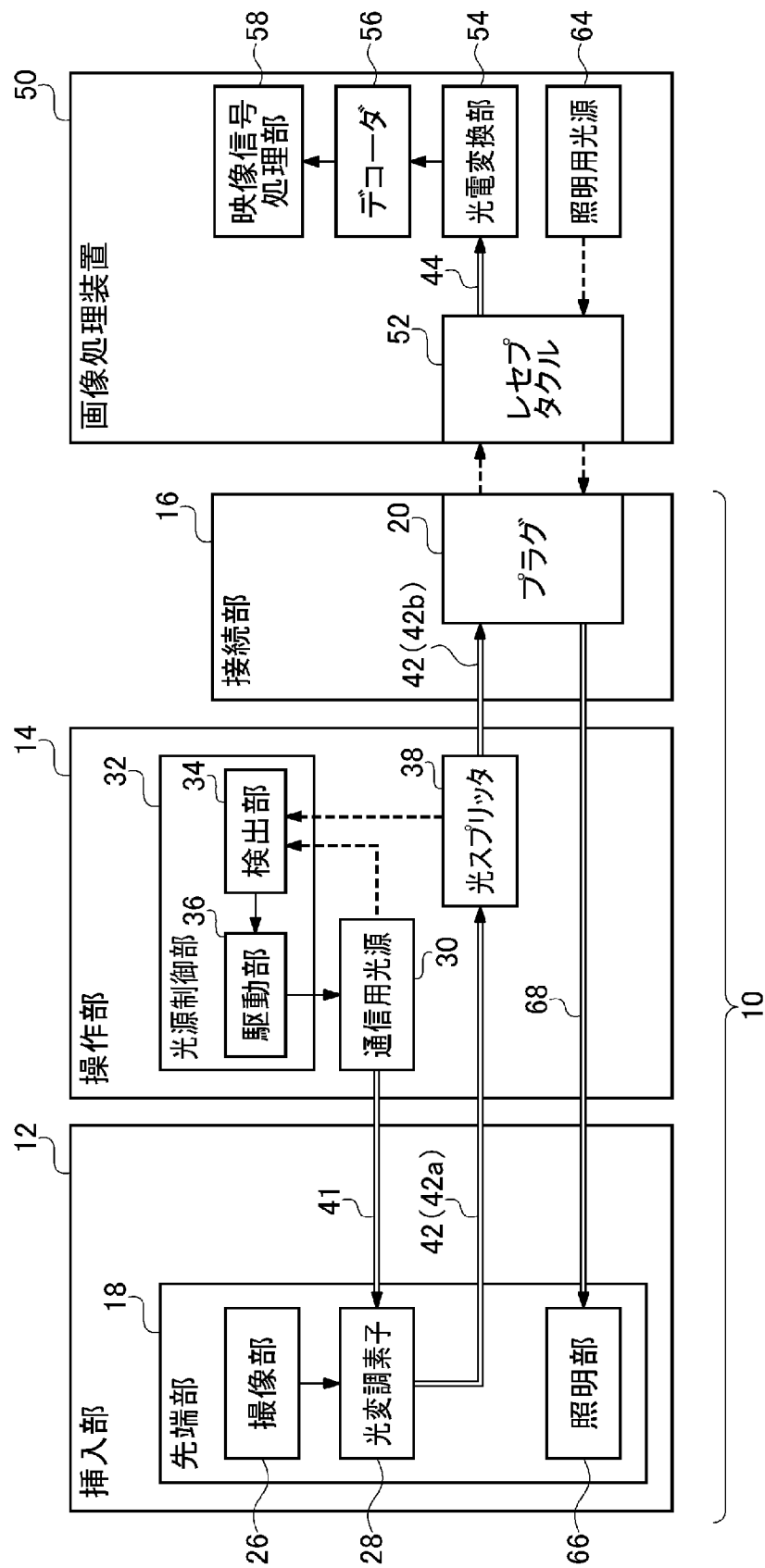
前記画像処理装置は、前記第 2 光ケーブルにより伝送された前記画像光信号を復調して前記観察被写体の撮像画像を生成することを特徴とする内視鏡システム。

- [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 1 4 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 1 5 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 1 6 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 1 4 から 1 7 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

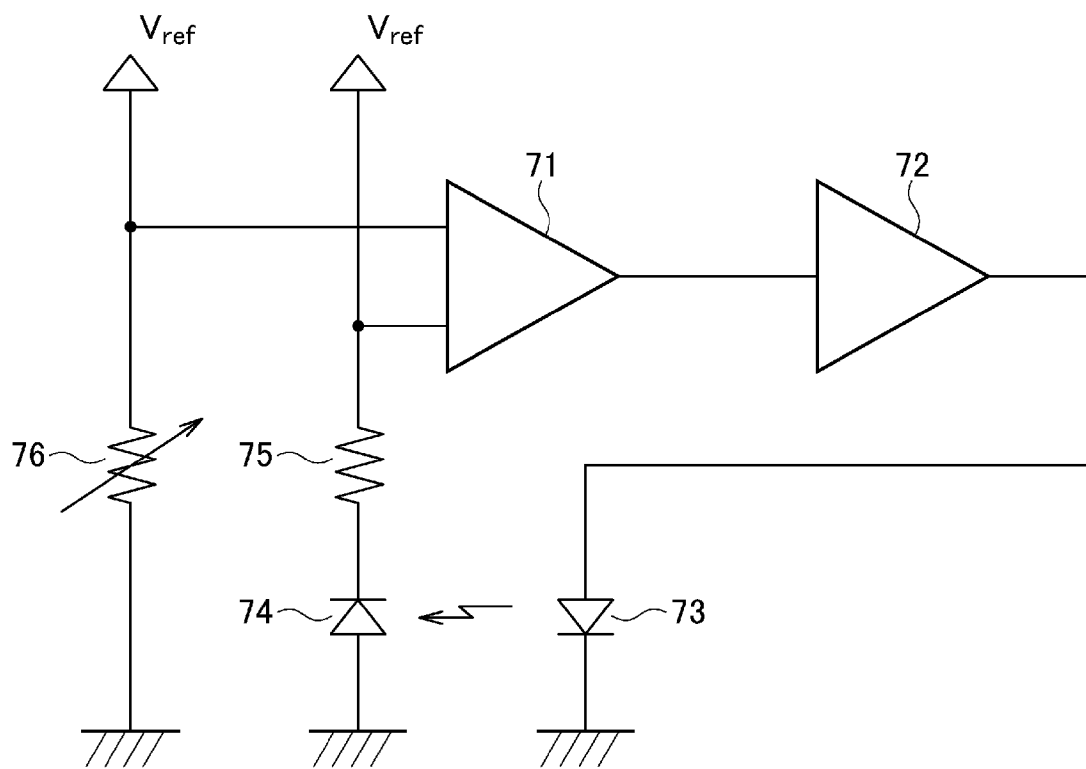
[図1]



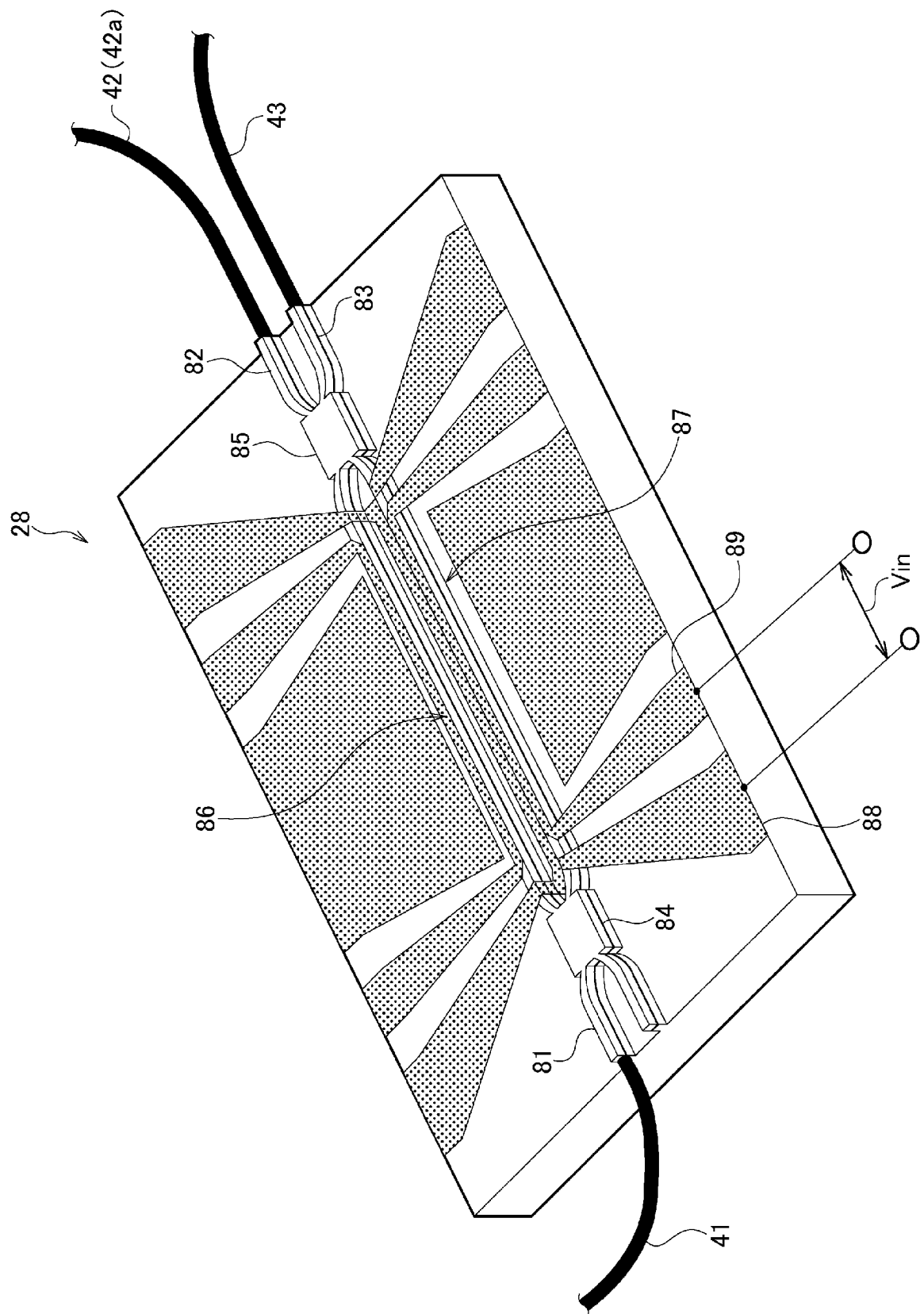
[図2]



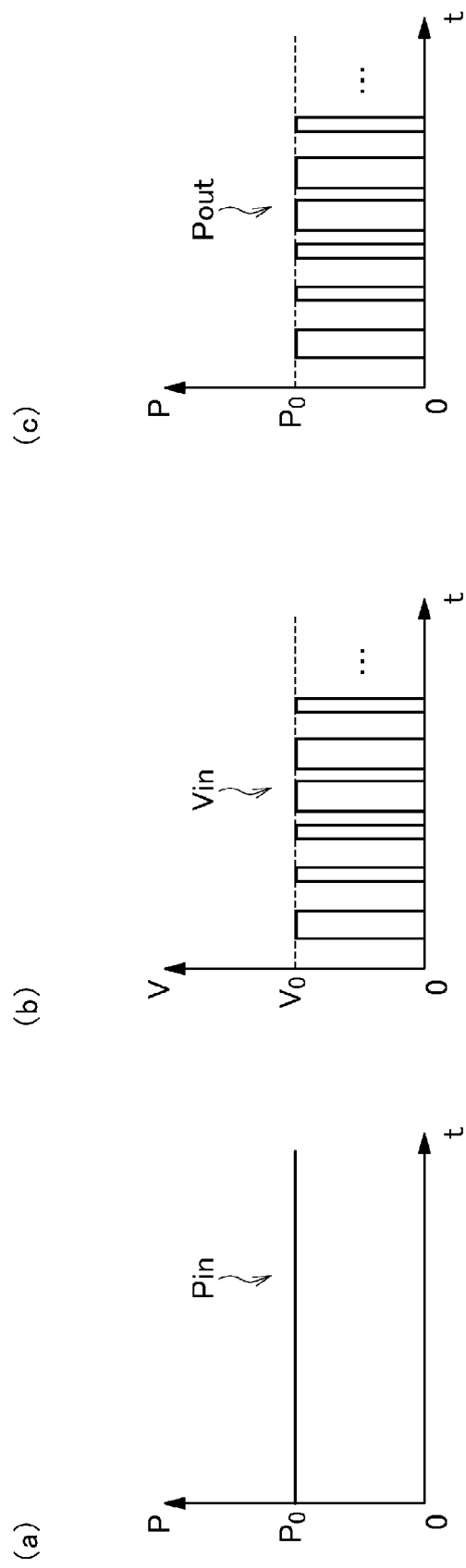
[図3]



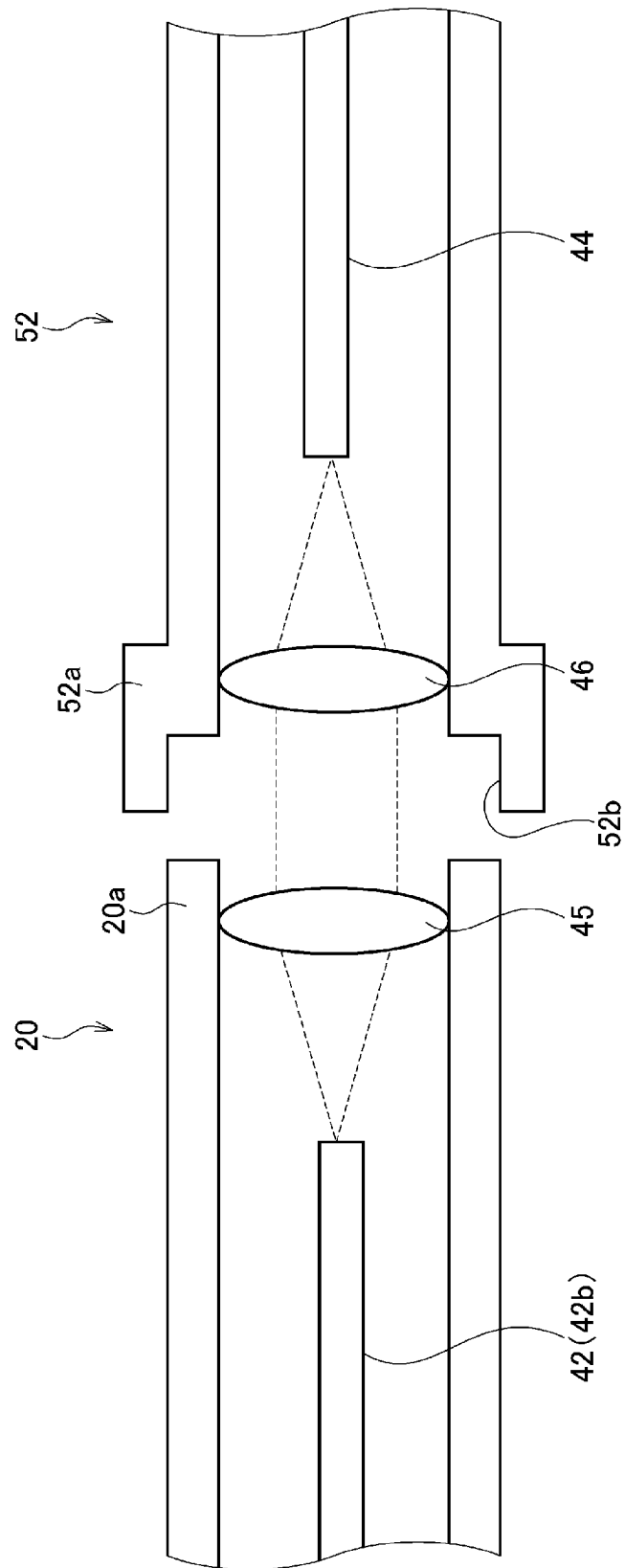
[図4]



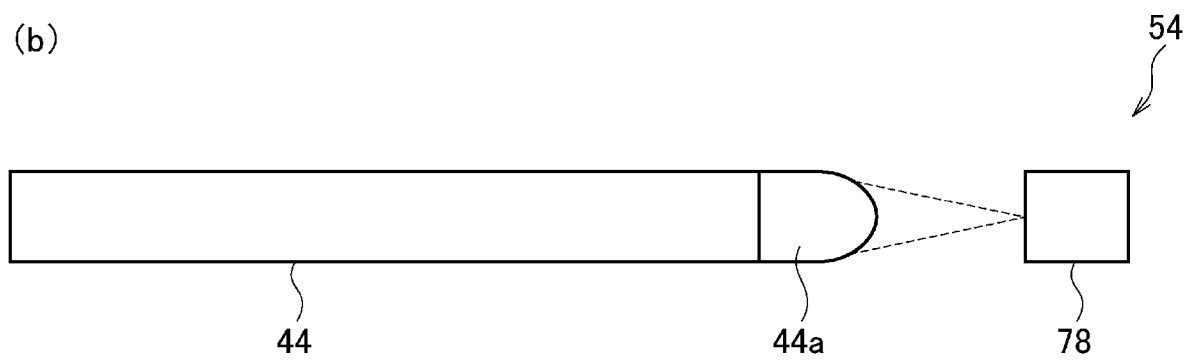
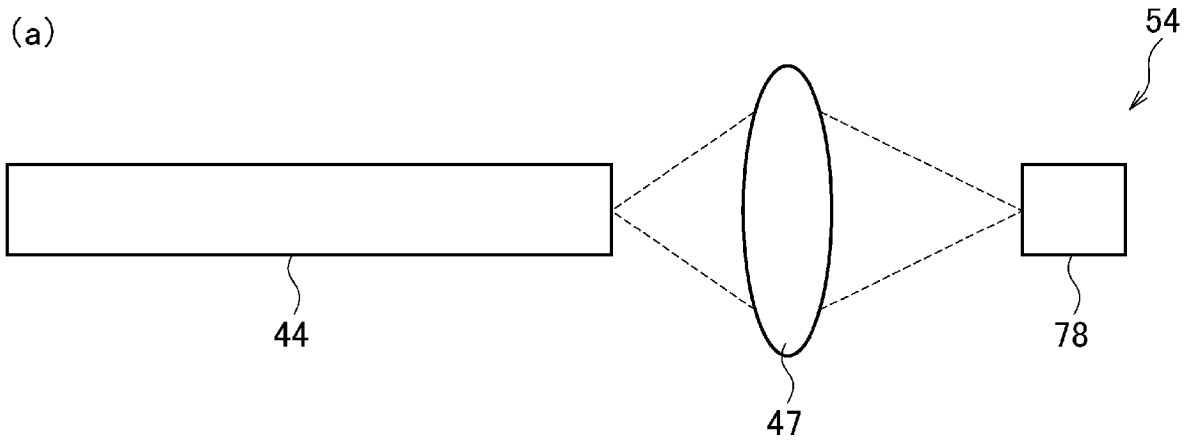
[図5]



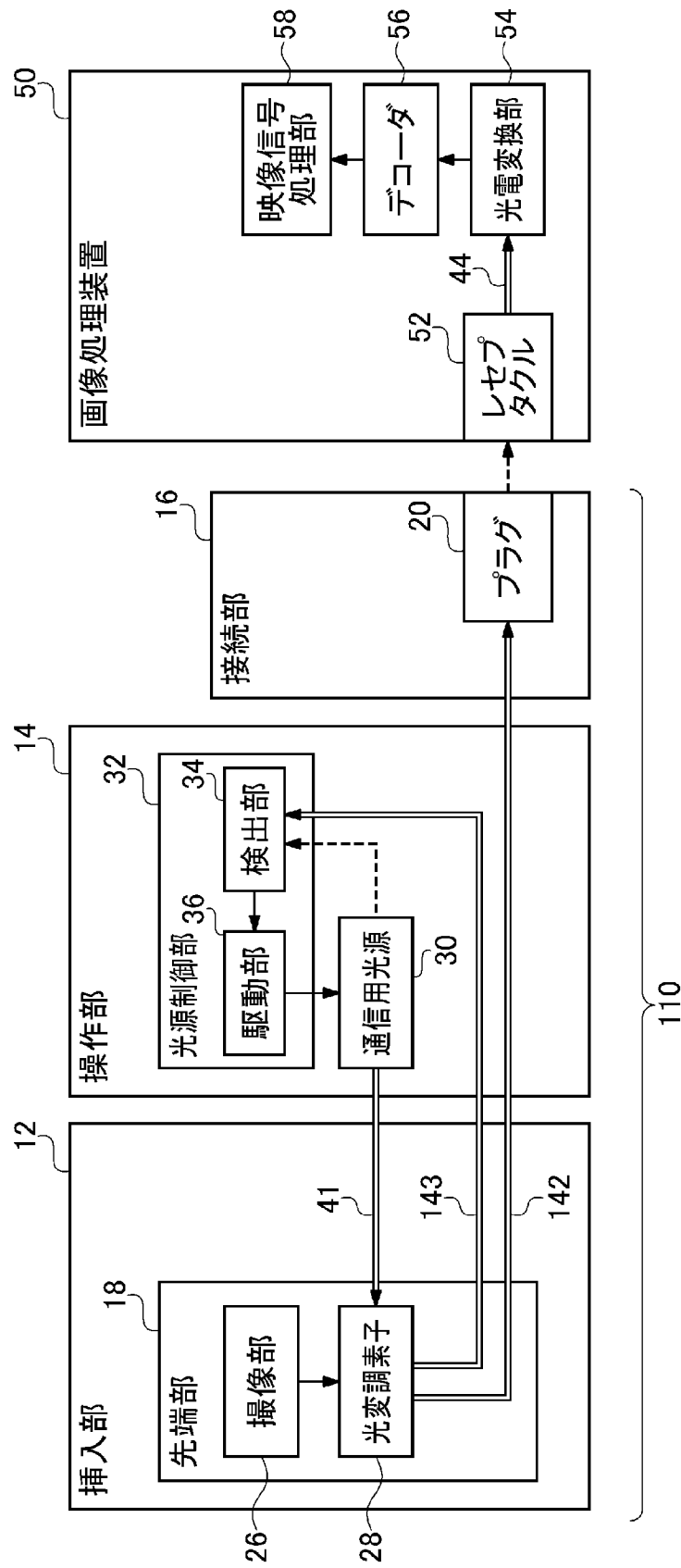
[図6]



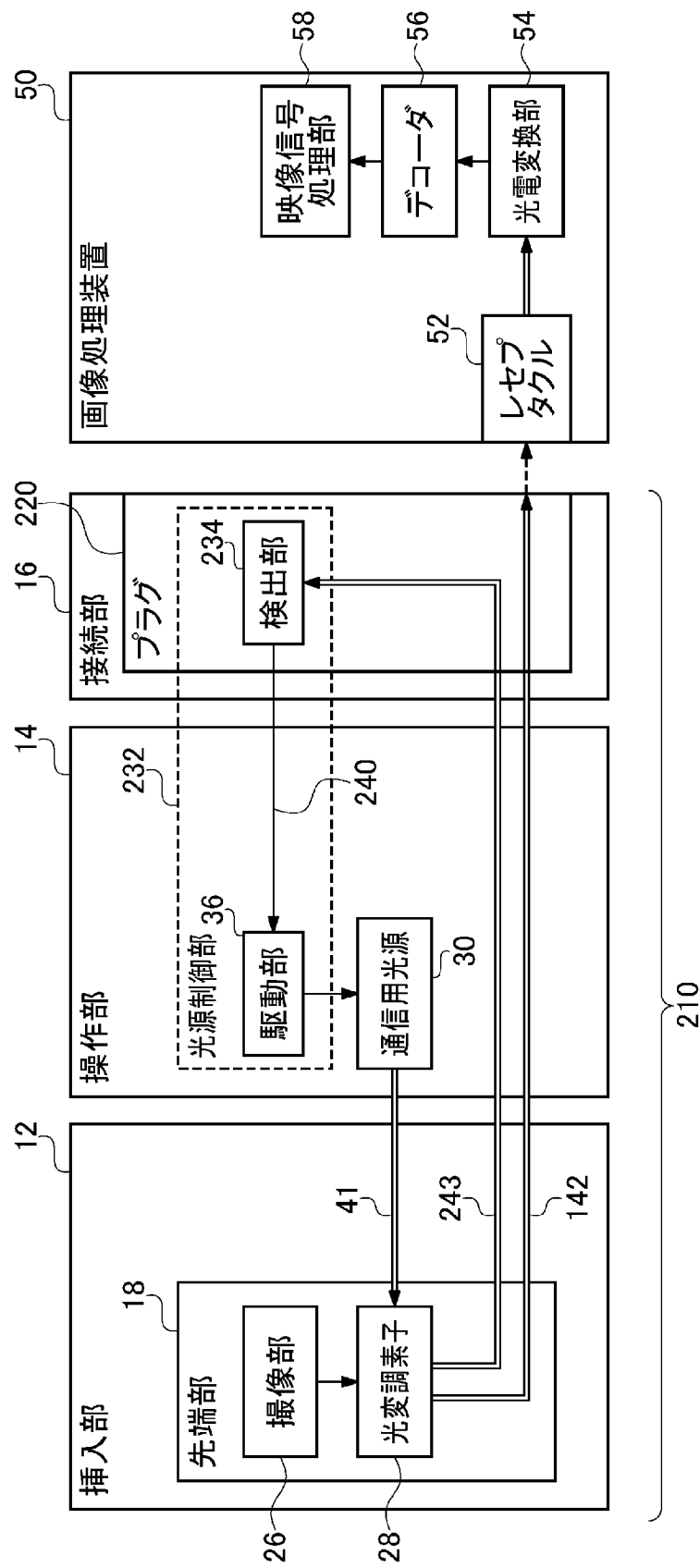
[図7]



[図8]

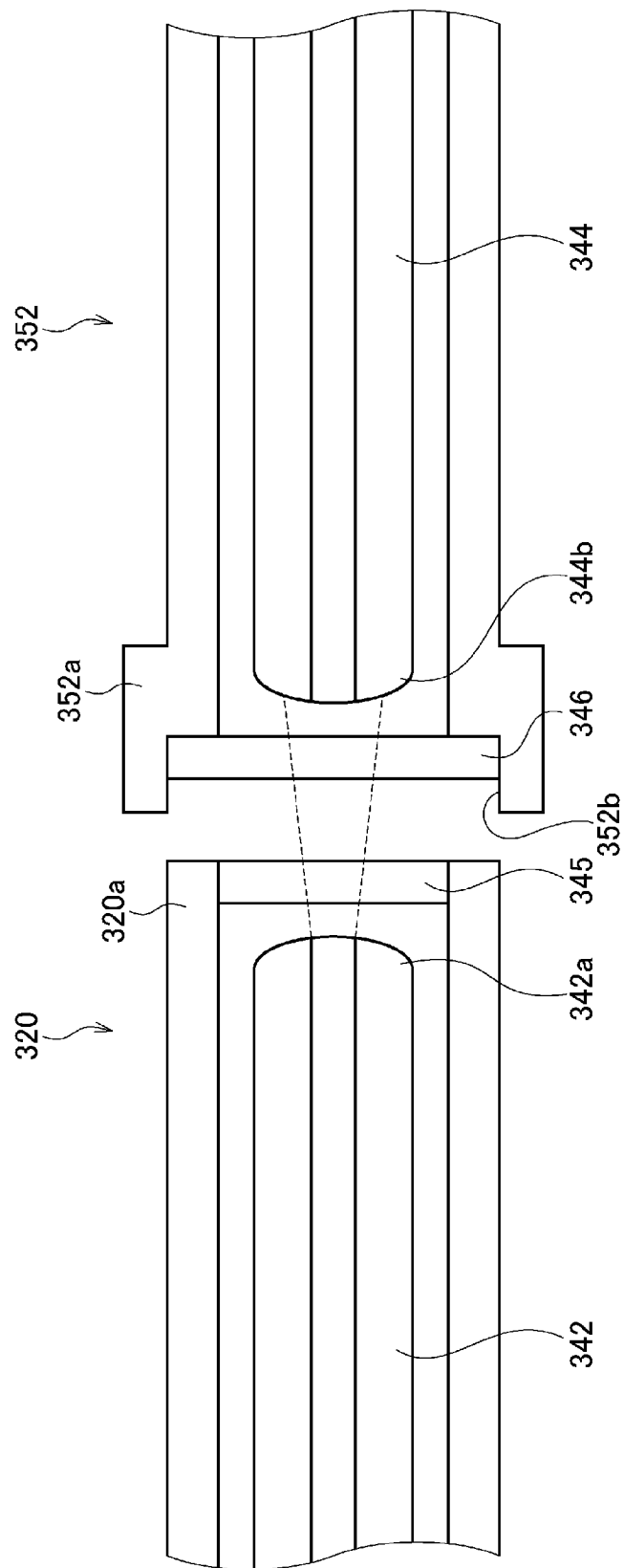


[図9]

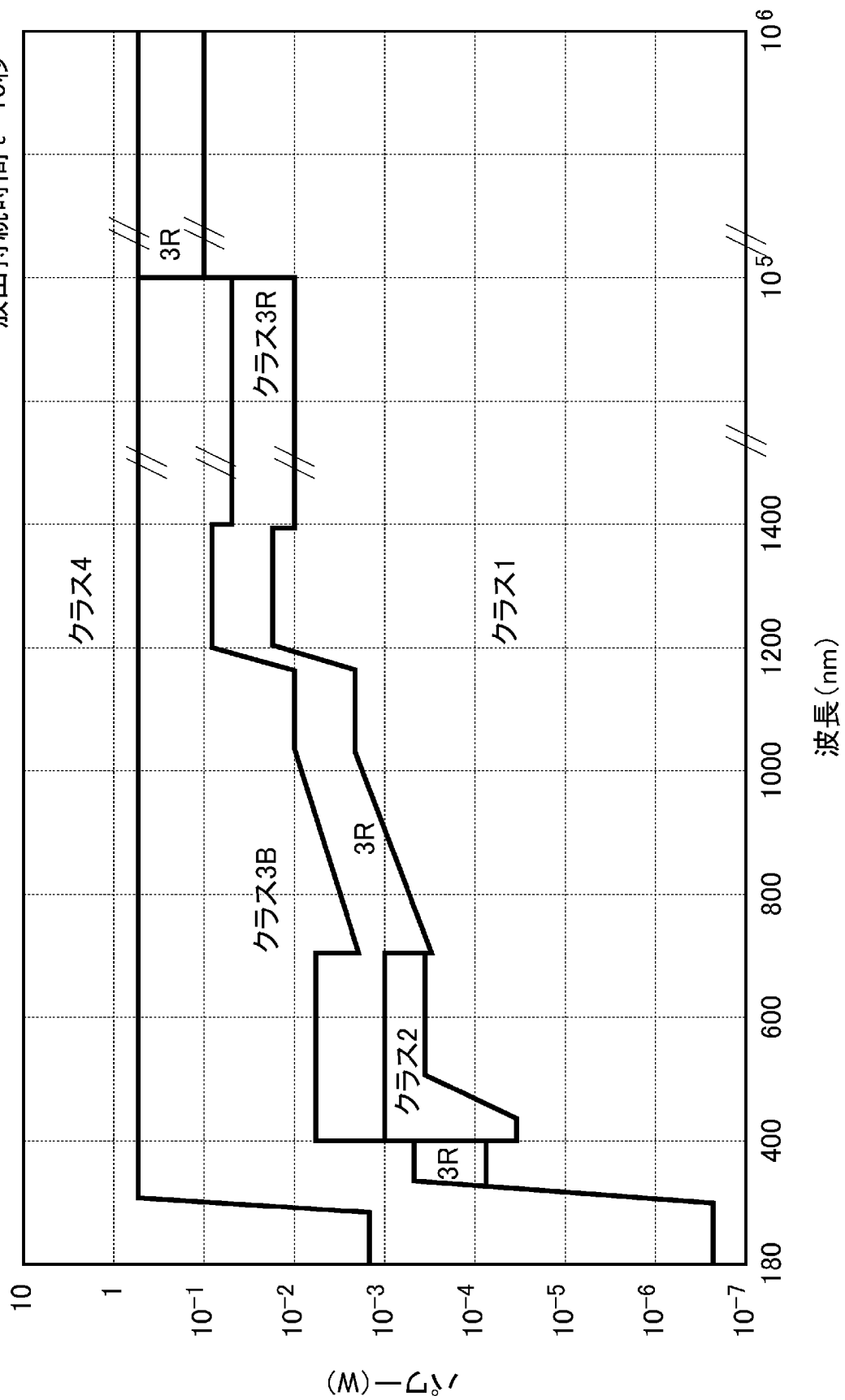


300

[図10]



放出持続時間 $t = 10$ 秒



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

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、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

12.02.2016

国際調査報告の発送日

23.02.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A/J P)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

島田 保

2Q

4004

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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