

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02015/040882

発行日 平成29年3月2日 (2017.3.2)

(43) 国際公開日 平成27年3月26日 (2015.3.26)

(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 3 0 0 T	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

出願番号	特願2015-502007 (P2015-502007)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/061422		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成26年4月23日 (2014.4.23)		東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第5784857号 (P5784857)	(74) 代理人	100076233
(45) 特許公報発行日	平成27年9月24日 (2015.9.24)		弁理士 伊藤 進
(31) 優先権主張番号	特願2013-195740 (P2013-195740)	(74) 代理人	100101661
(32) 優先日	平成25年9月20日 (2013.9.20)		弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	中島 翔
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム (参考)	4C161 BB08 CC04 CC06 FF40 FF46
			HH54 JJ01 JJ06 JJ11 JJ17
			MM10 NN01 PP12 QQ09
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡の本体装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡システム1は、挿入部5と、先端面13aで受光した光を伝達する検出ファイバ13と、検出ファイバ13により伝達された光を第1の光路と第2の光路とに分割して導光可能なビームスプリッタ28と、先端面14aで受光した光を伝達する検出ファイバ14と、検出ファイバ14により伝達された光を第1の光路と同方向を向く第3の光路に反射して導光可能であるとともに、検出ファイバ14の基端側に設けられた補助光源31からの光を検出ファイバ14の基端部に入射可能なビームスプリッタ29と、第1の光路及び第3の光路からの光の光強度を検出可能な検出器47a~47cと、第2の光路からの光を受光可能な補助撮像素子30とを備える。

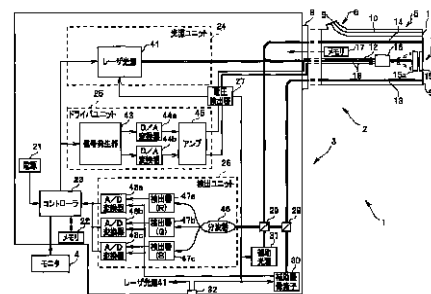


Fig. 1:

4 Monitor
17, 22 Memory
21 Power source
23 Controller
24 Light source unit
25 Driver unit
26 Detection unit
27 Voltage detector
30 Auxiliary imaging element
31 Auxiliary light source
41 Laser light source
43 Signal generator
44a, 44b D/A converter
45 Amplifier
46 Splitter
47a Detector (R)
47b Detector (G)
47c Detector (B)
48a, 48b, 48c A/D converter

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被観察部に挿入される長尺の挿入部と、
前記挿入部の先端部に設けられ、被観察体からの光を受光可能な第 1 の受光部と、
前記挿入部内に挿通され、前記第 1 の受光部で受光した光を伝達する第 1 の光伝達部と

、
前記第 1 の光伝達部により伝達された光を第 1 の光路と第 2 の光路とに分割して導光可能な第 1 の光導光部と、

前記先端部に設けられ、前記被観察体からの光を受光可能な第 2 の受光部と、
前記挿入部内に挿通され、前記第 2 の受光部で受光した光を伝達する第 2 の光伝達部と

10

、
前記第 2 の光伝達部により伝達された光を前記第 1 の光路と同方向を向く第 3 の光路に反射して導光可能であるとともに、前記第 2 の光伝達部の基端側に設けられた光源からの光を前記第 2 の光伝達部の基端部に入射可能な第 2 の光導光部と、

前記第 1 の光路及び前記第 3 の光路からの光の光強度を検出可能な光検出器と、

前記第 2 の光路からの光を受光可能な撮像素子と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光検出器により取得された情報による第 1 の出力と、前記撮像素子により取得された画像による第 2 の出力とのいずれかを表示可能な表示装置を有し、

20

前記表示装置への表示を前記第 1 の出力と前記第 2 の出力とのいずれかを表示するかを選択可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 2 の出力が選択された際に、前記光源からの光が前記第 2 の光導光部に入射されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記挿入部には、レーザ光を走査して出射可能な照明光照射部が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記照明光照射部は、レーザ光を出射する光ファイバと、前記光ファイバを走査可能な駆動部とを備えていることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記照明光照射部におけるレーザ光の走査に異常があることを検出可能な検出部を有し

、
前記検出部は、検出した異常に基づいて、前記光源及び前記撮像素子を駆動することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明光照射部におけるレーザ光の走査に異常がある場合に、前記光源及び前記撮像素子を駆動する起動部を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記起動部は、前記レーザ光の走査に異常がある場合のみ作用することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 9】

前記検出部は、前記異常を検出した場合、前記レーザ光の出射を停止することを特徴とする請求項 6 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、レーザ光を走査させる内視鏡システムに関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

周知の如く、ＣＣＤ、ＣＭＯＳ等の固体撮像素子を有した撮像装置により被検体像を光電変換して、モニタに取得画像を表示する電子内視鏡がある。近年、このような固体撮像素子の技術を用いず、被写体像を画像表示する装置として、走査型の内視鏡がある。この走査型の内視鏡は、光源からの照明光を導光する照明ファイバの先端を走査させ、被検体からの戻り光を照明ファイバの周囲に配置された検出ファイバで受光し、経時的に検出した光強度信号を用いて被写体像を画像化する。

【 0 0 0 3 】

この走査型内視鏡は、照明ファイバを変位させて照明光を走査させるアクチュエータ等の駆動部を挿入部の先端部内に設け、挿入部の先端の照明レンズからレーザ光等の照明光を照射することで、被写体を照明する。

10

【 0 0 0 4 】

例えば、特開 2 0 1 1 - 1 1 5 2 5 2 号公報には、照明光を体腔内まで伝送するシングルモードファイバを備え、このシングルモードファイバの先端を共振させた状態で照明光を射出することにより、対象物を所定の走査パターンで走査する走査型の医療用プローブが開示されている。

【 0 0 0 5 】

しかしながら、このような走査型医療用プローブは、照明ファイバが折れてしまったり、照明ファイバを変位させて照明光を走査させるアクチュエータが破損した場合、照明光を走査させることができなくなる。そのため、操作者は、被写体像を観察不能となり、安全に挿入部を抜去するため、細心の注意を払う必要がある。

20

【 0 0 0 6 】

このような問題を解決するために、例えば、別系統で補助光源や補助撮像素子等を増設し、故障時にこれらの補助光源や補助撮像素子を用いて被写体像を観察する方法がある。

【 0 0 0 7 】

しかしながら、補助光源や補助撮像素子を増設する場合、新たに、照明ファイバや検出ファイバを挿入部に新たに増設する必要があるため、挿入部の外径が大きくなり、細い管路に挿入できなくなってしまう。

【 0 0 0 8 】

そこで、本発明は、挿入部の外径の太径化を防ぎ、かつ、レーザ光の走査が停止した状態でも安全に挿入部を抜去することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

30

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様の内視鏡システムは、被観察部に挿入される長尺の挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられ、被観察体からの光を受光可能な第 1 の受光部と、前記挿入部内に挿通され、前記第 1 の受光部で受光した光を伝達する第 1 の光伝達部と、前記第 1 の光伝達部により伝達された光を第 1 の光路と第 2 の光路とに分割して導光可能な第 1 の光導光部と、前記先端部に設けられ、前記被観察体からの光を受光可能な第 2 の受光部と、前記挿入部内に挿通され、前記第 2 の受光部で受光した光を伝達する第 2 の光伝達部と、前記第 2 の光伝達部により伝達された光を前記第 1 の光路と同方向を向く第 3 の光路に反射して導光可能であるとともに、前記第 2 の光伝達部の基端側に設けられた光源からの光を前記第 2 の光伝達部の基端部に入射可能な第 2 の光導光部と、前記第 1 の光路及び前記第 3 の光路からの光の光強度を検出可能な光検出器と、前記第 2 の光路からの光を受光可能な撮像素子と、を備える。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を説明するための図である。

【 図 2 】 第 1 の実施の形態に係る内視鏡の先端構成を説明するための図である。

50

【図 3】内視鏡システム 1 の動作について説明するためのフローチャートである。

【図 4】第 2 の実施の形態に係る内視鏡の先端構成を説明するための図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0012】

(第 1 の実施の形態)

まず、図 1 及び図 2 を用いて、第 1 の実施の形態の内視鏡システムの全体構成について説明する。

【0013】

図 1 は、第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を説明するための図であり、図 2 は、第 1 の実施の形態に係る内視鏡の先端構成を説明するための図である。

【0014】

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、レーザ光（照明光）を走査させながら被観察体に照射し、被観察体からの戻り光を得る走査型の内視鏡 2 と、この内視鏡 2 に接続される本体装置 3 と、本体装置 3 で得られる被観察体像を表示するモニタ 4 とを有して構成されている。

【0015】

内視鏡 2 は、所定の可撓性を備えたチューブ体を主体として構成され、被観察部に挿入される長尺な挿入部 5 と、挿入部 5 の基端側に連設された操作部 6 と、操作部 6 の基端側に連設された可撓管部 7（図 2 参照）と、可撓管部 7 の基端側に連設されたコネクタ 8 とを有して構成されている。このコネクタ 8 は、本体装置 3 に着脱自在に構成されている。

【0016】

操作部 6 には、挿入部 5 内に鉗子等の処置具を挿通するための処置具挿通口 9 が設けられている。挿入部 5 内には、処置具挿通口 9 に連通し、処置具を挿通可能な管路としての処置具挿通チャンネル 10 が挿通されている。さらに、挿入部 5 の先端部 5 a の先端面 5 b には、処置具挿通チャンネル 10 に連通する開口を有する開口部 11 が設けられている。

【0017】

図 2 に示すように、挿入部 5 内には、本体装置 3 の後述するレーザ光源 41 からの光を導光し、被観察体にレーザ光を照射する光ファイバ 12 が挿通されている。また、挿入部 5 内には、被観察体からの戻り光を第 1 の受光部としての先端面 13 a で受光する検出ファイバ 13 が挿通されている。第 1 の光伝達部としての検出ファイバ 13 は、先端面 13 a で受光した戻り光を本体部 3 の後述するビームスプリッタ 28 に導光する。

【0018】

さらに、挿入部 5 内には、被観察体からの戻り光を第 2 の受光部としての先端面 14 a で受光する検出ファイバ 14 が挿通されている。第 2 の光伝達部としての検出ファイバ 14 は、先端面 14 a で受光した戻り光を本体部 3 の後述するビームスプリッタ 29 に導光する。

【0019】

図 1 に戻り、挿入部 5 の先端面 5 b には、照明レンズ 15 a 及び 15 b により構成される先端光学系 15 が設けられている。先端光学系 15 は、後述するレーザ光源 41 側から平凸レンズの照明レンズ 15 a、凸平レンズの照明レンズ 15 b の順に配置されている。なお、先端光学系 15 は、2 枚の照明レンズ 15 a 及び 15 b で構成されているが、これに限定されるものではなく、1 枚あるいは 3 枚以上の照明レンズで構成されていてもよい。

【0020】

また、後述するレーザ光源 41 からの光を導光し、被観察体にレーザ光を照射する光ファイバ 12 の先端側には、後述するドライバユニット 25 からの駆動信号に基づき、光ファイバ 12 の先端を所望の方向に走査させる駆動部としてのアクチュエータ 16 が設けら

10

20

30

40

50

れている。このように、アクチュエータ 16 は、レーザ光を走査して出射可能な照明光照射部を構成する。

【0021】

図示を省略しているが、光ファイバ 12 とアクチュエータ 16 との間には、例えば四角注の形状のフェルールが配置されており、このフェールの各側面にアクチュエータ 16 が配置される。

【0022】

このフェルールは、光通信の分野で用いられる部材であり、材質はジルコニア（セラミック）、ニッケル等が用いられ、光ファイバ 12 の外径（例えば、 $125\mu\text{m}$ ）に対して高精度（例えば、 $\pm 1\mu\text{m}$ ）での中心孔加工が容易に実現できる。そして、フェールの略中心には、光ファイバ 12 の径に基づいた貫通孔が設けられ、光ファイバ 12 が接着剤等により固定される。

10

【0023】

また、操作部 6 の内部には、内視鏡 2 に関する各種情報を記憶したメモリ 17 が設けられている。メモリ 17 は、内視鏡 2 が本体装置 3 に接続された際に、図示しない信号線を介して、後述するコントローラ 23 に接続され、内視鏡 2 に関する各種情報がコントローラ 23 によって読み出される。

【0024】

光ファイバ 12 には、コネクタ 8 からアクチュエータ 16 にかけて、例えば線状の金属で構成された複数の導線 18 が蒸着されている。複数の導線 18 の先端にはアクチュエータ 16 が設けられている。そして、これらの複数の導線 18 は、コネクタ 8 が本体装置 3 に装着された際に、本体装置 3 の後述する電圧検出器 27 を介してアンプ 45 に接続される。これらの複数の導線 18 は、アンプ 45 から出力されたアクチュエータ 16 を駆動するための駆動信号（駆動電圧）をアクチュエータ 16 に供給する。

20

【0025】

本体装置 3 は、電源 21 と、メモリ 22 と、コントローラ 23 と、光源ユニット 24 と、ドライバユニット 25 と、検出ユニット 26 と、電圧検出器 27 と、ビームスプリッタ 28 と、ビームスプリッタ 29 と、補助撮像素子 30 と、補助光源 31 と、補助観察手動切替スイッチ 32 とを有して構成されている。

【0026】

光源ユニット 24 は、レーザ光源 41 を有して構成されている。また、ドライバユニット 25 は、信号発生器 43 と、デジタルアナログ（以下、D/A という）変換器 44a 及び 44b と、アンプ 45 とを有して構成されている。

30

【0027】

検出ユニット 26 は、分波器 46 と、検出器 47a ~ 47c と、アナログデジタル（以下、A/D という）変換器 48a ~ 48c とを有して構成されている。

【0028】

電源 21 は、図示しない電源スイッチ等の操作に応じて、コントローラ 23 への電源の供給を制御する。メモリ 22 には、本体装置 3 全体の制御を行うための制御プログラム等が記憶されている。

40

【0029】

コントローラ 23 は、電源 21 から電源が供給されると、メモリ 22 から制御プログラムを読み出し、光源ユニット 24、ドライバユニット 25 の制御を行うとともに、検出ユニット 26 で検出された被写体からの戻り光の光強度の解析を行い、得られた被写体像をモニタ 4 に表示させる制御を行う。

【0030】

光源ユニット 24 のレーザ光源 41 は、コントローラ 23 の制御に基づき、所定の波長帯域のレーザ光（照明光）を光ファイバ 12 に出射する。この光ファイバ 12 は、レーザ光源 41 からのレーザ光（照明光）を照明レンズ 15a 及び 15b を介して被観察体に出射する。

50

【 0 0 3 1 】

ドライバユニット 2 5 の信号発生器 4 3 は、コントローラ 2 3 の制御に基づき、光ファイバ 1 2 の先端を所望の方向、例えば、螺旋状に走査（スキャン駆動）させるための駆動信号を出力する。具体的には、信号発生器 4 3 は、光ファイバ 1 2 の先端を挿入部 5 の挿入軸に対して左右方向（X 軸方向）に駆動させる駆動信号を D / A 変換器 4 4 a に出力し、挿入部 5 の挿入軸に対して上下方向（Y 軸方向）に駆動させる駆動信号を D / A 変換器 4 4 b に出力する。

【 0 0 3 2 】

D / A 変換器 4 4 a 及び 4 4 b は、それぞれ入力された駆動信号をデジタル信号からアナログ信号に変換し、アンプ 4 5 に出力する。アンプ 4 5 は、入力された駆動信号を増幅して、電圧検出器 2 7 を介してアクチュエータ 1 6 に出力する。なお、電圧検出器 2 7 については後述する。アンプ 4 5 から出力された駆動信号は、光ファイバ 1 2 に蒸着されている複数の導線 1 8 を介してアクチュエータ 1 6 に供給される。

【 0 0 3 3 】

アクチュエータ 1 6 は、アンプ 4 5 からの駆動信号に基づいて、光ファイバ 1 2 の先端を揺動させ、螺旋状に走査させる。より具体的には、アクチュエータ 1 6 は、光ファイバ 1 2 と共に振動し、光ファイバ 1 2 により射出される照明光が観察対象部位で走査するよう、光ファイバ 1 2 を径方向に駆動する。これにより、光源ユニット 2 4 のレーザ光源 4 1 から光ファイバ 1 2 に出射された光は、被観察体に対して螺旋状に順次照射される。

【 0 0 3 4 】

検出ファイバ 1 3 は、被観察体の表面領域で反射された戻り光を先端面 1 3 a で受光し、受光した戻り光をビームスプリッタ 2 8 に導光する。同様に、検出ファイバ 1 4 は、被観察体の表面領域で反射された戻り光を先端面 1 4 a で受光し、受光した戻り光をビームスプリッタ 2 9 に導光する。

【 0 0 3 5 】

ビームスプリッタ 2 8 は、通常観察時、補助観察時ともに、検出ファイバ 1 3 から導光された戻り光を所定の割合で常に分割し、ビームスプリッタ 2 9 及び補助撮像素子 3 0 に導光する。通常観察時とは、レーザ光源 4 1 からのレーザ光を走査させて観察する状態であり、補助観察時とは、例えばアクチュエータ 1 6 等に故障が発生し、レーザ光を走査させることができない際に、補助撮像素子 3 0 及び補助光源 3 1 を駆動して観察する状態である。また、所定の割合は任意であり、ビームスプリッタ 2 8 は、検出ファイバ 1 3 から導光された戻り光を、例えば 5 0 % ずつに分割し、ビームスプリッタ 2 9 及び補助撮像素子 3 0 に導光する。

【 0 0 3 6 】

このように、ビームスプリッタ 2 8 は、検出ファイバ 1 3 により伝達された戻り光をビームスプリッタ 2 9 に導光される第 1 の光路と、補助撮像素子 3 0 に導光される第 2 の光路とに分割して導光可能な第 1 の光導光部を構成する。

【 0 0 3 7 】

なお、ビームスプリッタ 2 8 は、例えば、反射ミラーでもよい。通常時は、検出ファイバ 1 3 から導光された戻り光を反射ミラーで全てビームスプリッタ 2 9 へ導光（反射）し、故障時は、アクチュエータを用いて反射ミラーを光軸から外し、検出ファイバ 1 3 から導光された戻り光を全て補助撮像素子 3 0 に導光するようにする。

【 0 0 3 8 】

ビームスプリッタ 2 9 は、通常観察時には、検出ファイバ 1 4 から導光された戻り光を、検出ユニット 2 6 の分波器 4 6 に全て導光（反射）する。また、ビームスプリッタ 2 9 は、通常観察時には、ビームスプリッタ 2 8 により所定の割合で分割された検出ファイバ 1 3 から導光された戻り光を透過し、分波器 4 6 に導光する。

【 0 0 3 9 】

一方、ビームスプリッタ 2 9 は、補助観察時には、補助光源 3 1 から出射された照明光をそのまま透過し、検出ファイバ 1 4 に導光する。検出ファイバ 1 4 に導光された照明光

10

20

30

40

50

は、先端面 14 a から出射され、被観察体内に照射される。

【0040】

このように、ビームスプリッタ 29 は、検出ファイバ 14 により伝達された戻り光を第 1 の光路と同方向を向く第 3 の光路に反射して導光するとともに、検出ファイバ 14 の基端側に設けられた補助光源 31 からの照明光を検出ファイバ 14 の基端部に入射可能な第 2 の光導光部を構成する。

【0041】

補助撮像素子 30 は、補助観察時に後述する補助観察切替信号に基づいて駆動し、ビームスプリッタ 28 により所定の割合で分割された検出ファイバ 13 から導光された戻り光を撮像し、撮像信号を A/D 変換器 48 a ~ 48 c に出力する。このように、補助撮像素子 30 は、検出ファイバ 13 から導光された戻り光（上述した第 2 の光路からの光）を受光可能な撮像素子を構成する。なお、補助撮像素子 30 に用いる撮像素子の種類は、特に限定されるものではなく、例えば、CCD、あるいは、CMOS 等である。

10

【0042】

また、補助光源 31 は、補助観察時に後述する補助観察切替信号に基づいて駆動し、照明光をビームスプリッタ 29 を介して検出ファイバ 14 に出射する。なお、補助光源 31 に用いる光源の種類は、特に限定されるものではなく、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、あるいは、LED 等である。

【0043】

また、補助撮像素子 30 及び補助光源 31 は、レーザ光を走査できない故障状態での手技の継続を防止するために、それぞれ最低限の画質及び明るさを提供する撮像素子及び光源を備えるようにする。

20

【0044】

具体的には、補助光源 31 は、細い管路において挿入部 5 の先端面 5 b から数ミリ先までの管路周囲を照明するのに必要な明るさ以下の照明光を出射する光源を用いる。また、正面視に用いる中心付近の明るさを意図的に暗くする、あるいは、照明しないものとし、管路から挿入部 5 を抜去するのに必要な管路周囲を照らす周辺光のみを照射するように光学設計された照明光学系を用いるようにする。補助撮像素子 30 においても、意図的に中心付近の感度を下げるように電氣的に制御、あるいは結像しないように光学設計し、管路から挿入部 5 を抜去するのに必要な管路周囲のみ感度のある電氣的に制御、あるいは結像するように光学設計された撮像素子を用いる。

30

【0045】

電圧検出器 27 は、アンプ 45 からの駆動電圧を検出するとともに、実際にアクチュエータ 16 に印加される駆動電圧を検出する。光ファイバ 12 の折れ、アクチュエータ 16 の破損、または、導線 18 の断線等のレーザ光を走査できない故障が発生すると、実際にアクチュエータ 16 に印加される駆動電圧に変化が生じる。

【0046】

そのため、電圧検出器 27 は、アンプ 45 からの駆動電圧と実際にアクチュエータ 16 に印加される駆動電圧とが同じ場合、光ファイバ 12、アクチュエータ 16 または導線 18 に故障が発生していないと判定する。一方、電圧検出器 27 は、アンプ 45 からの駆動電圧と実際にアクチュエータ 16 に印加される駆動電圧とが同じでない場合、光ファイバ 12、アクチュエータ 16 または導線 18 に故障が発生していると判定する。

40

【0047】

電圧検出器 27 は、故障が発生していると判定した場合、通常観察から補助観察に切り替えるための補助観察切替信号をレーザ光源 41、補助撮像素子 30、及び補助光源 31 に出力する。具体的には、電圧検出器 27 は、レーザ光源 41 にレーザ光の出射を停止させるための信号を出力し、補助撮像素子 30 に撮像を開始させるための信号を出力し、かつ、補助光源 31 に照明光の出射を開始させるための信号を出力する。これにより、補助光源 31 から照明光を出射し、補助撮像素子 30 で戻り光を撮像し、補助観察を行うようになっている。

50

【 0 0 4 8 】

このように、電圧検出器 2 7 は、レーザ光の走査に異常があることを検出し、補助撮像素子 3 0 及び補助光源 3 1 を駆動可能な検出部を構成する。

【 0 0 4 9 】

なお、電圧検出器 2 7 で故障（駆動電圧の異常）を検出した場合に、故障が発生したことを警告する警告手段を備えてもよい。この警告手段は、例えば、スピーカから警告音を鳴らす、あるいは、モニタ 4 に「内視鏡を抜いて下さい」等のメッセージを表示し、操作者に異常を直ちに認識させるものである。

【 0 0 5 0 】

補助観察手動切替スイッチ 3 2 は、手動で通常観察から補助観察に切り替えるためのスイッチである。すなわち、この補助観察手動切替スイッチ 3 2 は、観察画像がモニタ 4 に表示されないにも関わらず、電圧検出器 2 7 により通常観察から補助観察に切り替わらない場合に、操作が手動で通常観察から補助観察に切り替えるためのスイッチである。

【 0 0 5 1 】

光ファイバ 1 2 の折れ、アクチュエータ 1 6 の破損、または、導線 1 8 の断線等の故障が発生していない場合でも、例えばレーザ光源 4 1 に故障が発生した場合、レーザ光が光ファイバ 1 2 から被観察体に出射されないため、観察画像がモニタ 4 に表示されない。しかしながら、電圧検出器 2 7 は、光ファイバ 1 2、アクチュエータ 1 6 または導線 1 8 に故障が発生していないため、駆動電圧の異常を検出することができない。このため、電圧検出器 2 7 は、レーザ光源 4 1、補助撮像素子 3 0 及び補助光源 3 1 に補助観察切替信号

【 0 0 5 2 】

また、光ファイバ 1 2 の折れ、アクチュエータ 1 6 の破損、導線 1 8 の断線等の故障が発生した場合でも、電圧検出器 2 7 が故障してる場合、電圧検出器 2 7 から補助観察切替信号がレーザ光源 4 1、補助撮像素子 3 0 及び補助光源 3 1 に出力されず、通常観察から補助観察に切り替わらない。このような場合に、操作者が補助観察手動切替スイッチ 3 2 を押下することで、通常観察から補助観察に切り替わるようになっている。

【 0 0 5 3 】

操作者により補助観察手動切替スイッチ 3 2 が押下されると、補助観察手動切替スイッチ 3 2 は、レーザ光源 4 1 にレーザ光の出射を停止させるための信号を出力し、補助撮像素子 3 0 に撮像を開始させるための信号を出力し、かつ、補助光源 3 1 に照明光の出射を開始させるための信号を出力する。これにより、通常観察から補助観察に切り替えることができる。

【 0 0 5 4 】

このように、補助観察手動切替スイッチ 3 2 は、レーザ光の走査に異常がある場合にのみ、補助撮像素子 3 0 及び補助光源 3 1 を駆動する起動部を構成する。

【 0 0 5 5 】

なお、補助観察手動切替スイッチ 3 2 は、通常観察時に誤った切り替えを防ぐために、例えば、モニタ 4 への信号の供給が停止した際のみ、押下を有効にするようにしてもよい。また、モニタ 4 への信号の供給が停止した際には、補助観察手動切替スイッチ 3 2 以外の操作ボタンを無効にするようにしてもよい。これにより、補助観察手動切替スイッチ 3 2 を内視鏡 2 の挿入部 5 を安全に抜去する補助観察時以外に使用されることを規制することができる。

【 0 0 5 6 】

分波器 4 6 は、例えば、ダイクロイックミラー等であり、所定の波長帯域で戻り光を分波する。具体的には、分波器 4 6 は、ビームスプリッタ 2 8 及び 2 9 から導光された戻り光を、R、G、B の波長帯域の戻り光に分波し、それぞれ検出器 4 7 a、4 7 b 及び 4 7 c に出力する。

【 0 0 5 7 】

検出器 4 7 a、4 7 b 及び 4 7 c は、それぞれ R、G、B の波長帯域の戻り光の光強度

10

20

30

40

50

を検出する。このように、検出器 47 a、47 b 及び 47 c は、ビームスプリッタ 28 及び 29 から導光された戻り光（上述した第 1 及び第 2 の光路の光）の光強度を検出可能な光検出器を構成する。検出器 47 a、47 b 及び 47 c で検出された光強度の信号は、それぞれ A/D 変換器 48 a、48 b 及び 48 c に出力される。

【0058】

A/D 変換器 48 a ~ 48 c は、通常観察時には、それぞれ検出器 47 a ~ 47 c から出力された光強度の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、コントローラ 23 に出力する。一方、A/D 変換器 48 a ~ 48 c は、補助観察時には、補助撮像素子 30 から出力された撮像信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、コントローラ 23 に出力する。

10

【0059】

コントローラ 23 は、A/D 変換器 28 a ~ 28 c からのデジタル信号に所定の画像処理を施して被写体像を生成し、モニタ 4 に表示する。A/D 変換器 28 a ~ 28 c からのデジタル信号は、通常観察時には検出器 47 a ~ 47 c から出力された信号であり、補助観察時には補助撮像素子 30 から出力された信号である。そのため、モニタ 4 は、検出器 47 a ~ 47 c により取得された情報による第 1 の出力と、補助撮像素子 30 により取得された画像による第 2 の出力とのいずれかを表示可能な表示装置を構成する。

【0060】

なお、コントローラ 23 は、補助観察時の観察画像の色バランスを通常観察時の観察画像の色バランスと異なる色バランスにしてもよい。具体的には、補助観察時には、通常観察時に生体内の配色とは真逆である補色を基調とした観察画像、あるいは、生体内のベース色である赤に対し、青を基調とした観察画像とする。これにより、操作者に通常観察から補助観察に切り替わったことを直ちに認識させるようにすると共に、生体の各組織を判別するのに重要な色情報を、通常の配色と異なるようにすることで、内視鏡 2 の挿入部 5 を安全に抜去する補助観察以外に使用されることを抑制することができる。

20

【0061】

ここで、このように構成された内視鏡システム 1 の動作について説明する。

【0062】

図 3 は、内視鏡システム 1 の動作について説明するためのフローチャートである。

【0063】

30

まず、ドライバユニット 25 のアンプ 45 からアクチュエータ 16 に駆動電圧が印加され（ステップ S1）、アクチュエータ 16 を駆動する（ステップ S2）。次に、電圧検出器 27 により、アンプ 45 から出力された駆動電圧と、実際にアクチュエータ 16 に印加された駆動電圧とが検出され、駆動電圧に異常があるか否かが判定される（ステップ S3）。電圧検出器 27 では、アンプ 45 から出力された駆動電圧と、実際にアクチュエータ 16 に印加された駆動電圧とが同じ場合、駆動電圧に異常がないと判定し、アンプ 45 から出力された駆動電圧と、実際にアクチュエータ 16 に印加された駆動電圧とが同じでない場合、駆動電圧に異常があると判定する。

【0064】

40

ステップ S3 において、駆動電圧に異常がないと判定された場合、NO となり、検出器 47 a ~ 47 c により、被観察体からの戻り光の光量が検出される（ステップ S4）。被観察体からの戻り光は、検出ファイバ 13 により導光され、ビームスプリッタ 28 により所定の割合で分割された戻り光と、検出ファイバ 14 により導光され、ビームスプリッタ 29 により全反射された戻り光とが合流したものである。

【0065】

A/D 変換器 48 a ~ 48 c により A/D 変換され（ステップ S5）、コントローラ 23 により画像処理が施される（ステップ S6）。最後に、コントローラ 23 により画像処理が施された被観察体像がモニタ 4 に表示され（ステップ S7）、処理を終了する。

【0066】

一方、ステップ S3 において、駆動電圧に異常があると判定された場合、YES となり

50

、レーザ光源 4 1 からレーザ光の出射が停止され（ステップ S 8 ）、補助撮像素子 3 0 及び補助光源 3 1 が駆動される（ステップ S 9 ）。ステップ S 8 及び S 9 の処理は、電圧検出器 2 7（あるいは、補助観察手動切替スイッチ 3 2）から補助観察切替信号がレーザ光源 4 1、補助撮像素子 3 0 及び補助光源 3 1 に出力されることで実行される。

【 0 0 6 7 】

このように、レーザ光源 4 1 からレーザ光の出射が停止されると、補助光源 3 1 が駆動され、照明光が出射される。補助光源 3 1 からの照明光は、ビームスプリッタ 2 9 を透過し、検出ファイバ 1 4 に導光され、被観察体に照射される。被観察体からの戻り光は、検出ファイバ 1 3 からビームスプリッタ 2 8 に導光され、所定の割合に分割された後、補助撮像素子 3 0 に導光される。

10

【 0 0 6 8 】

補助撮像素子 3 0 は、入力された補助観察切替信号に応じて駆動されているため、導光された戻り光を撮像し、その撮像信号を A / D 変換器 4 8 a ~ 4 8 c に出力する。その後、ステップ S 5 ~ S 7 と同様の処理が実行され、補助撮像素子 3 0 で撮像された被観察体像がモニタ 4 に表示されることになる。

【 0 0 6 9 】

以上のように、内視鏡システム 1 は、レーザ光が走査できない故障、例えば、光ファイバ 1 2 の折れ、アクチュエータ 1 6 の破損、導線 1 8 の断線等を電圧検出器 2 7 で検出し、通常観察から補助観察に切り替えるようにしている。補助観察では、一方の検出ファイバ 1 4 を補助光源 3 1 からの照明光を導光する照明用のファイバとして使用し、もう一方の検出ファイバ 1 3 からの戻り光を補助撮像素子 3 0 で撮像するようにしている。

20

【 0 0 7 0 】

この結果、内視鏡システム 1 は、補助観察時に使用する照明用のファイバを新たに挿入部 5 内に設ける必要がないため、内視鏡 2 の挿入部 5 を太径化することができない。また、内視鏡システム 1 は、レーザ光源 4 1 からのレーザ光を走査することができない故障時にも、挿入部 5 を被観察体内から抜去するために最低限必要な照明光を出射する補助光源 3 1 及び、被観察体からの戻り光を撮像する補助撮像素子 3 0 を備える。これにより、レーザ光を走査することができない故障時にも、補助撮像素子 3 0 で撮像された被観察体像をモニタ 4 に表示することができるので、被観察体から安全に挿入部 5 を抜去することができる。

30

【 0 0 7 1 】

よって、本実施の形態の内視鏡システムによれば、挿入部の外径の太径化を防ぎ、かつ、レーザ光の走査が停止した状態でも安全に挿入部を抜去することができる。

【 0 0 7 2 】

（第 2 の実施の形態）

次に、第 2 の実施の形態について説明する。図 4 は、第 2 の実施の形態に係る内視鏡の先端構成を説明するための図である。なお、図 4 において、図 2 と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 3 】

図 4 に示すように、第 2 の実施の形態の内視鏡 2 の挿入部 5 c は、図 2 の検出ファイバ 1 4 に代わり、光ファイバ 1 2 の外周に配置された円環形状の検出ファイバ 5 0 が挿通されて構成されている。検出ファイバ 5 0 は、第 1 の実施の形態の検出ファイバ 1 4 と同様に、本体装置 3 のビームスプリッタ 2 9 に接続される。

40

【 0 0 7 4 】

検出ファイバ 5 0 は、通常観察時には、先端面 5 0 a で被観察体からの戻り光を受光し、受光した戻り光をビームスプリッタ 2 9 に導光する。一方、検出ファイバ 5 0 は、補助観察時には、補助光源 3 1 から出射された照明光を導光し、先端面 5 0 a から被観察体に照明光を照射する。その他の構成及び動作は第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 0 7 5 】

このような構成により、本実施の形態の内視鏡システム 1 は、第 1 の実施の形態と同様

50

の効果を有するとともに、挿入部 5 c を第 1 の実施の形態の挿入部 5 よりも細径化することができるといふ効果を有する。

【 0 0 7 6 】

なお、本明細書におけるフローチャート中の各ステップは、その性質に反しない限り、
実行順序を変更し、複数同時に実行し、あるいは実行毎に異なった順序で実行してもよい。
。

【 0 0 7 7 】

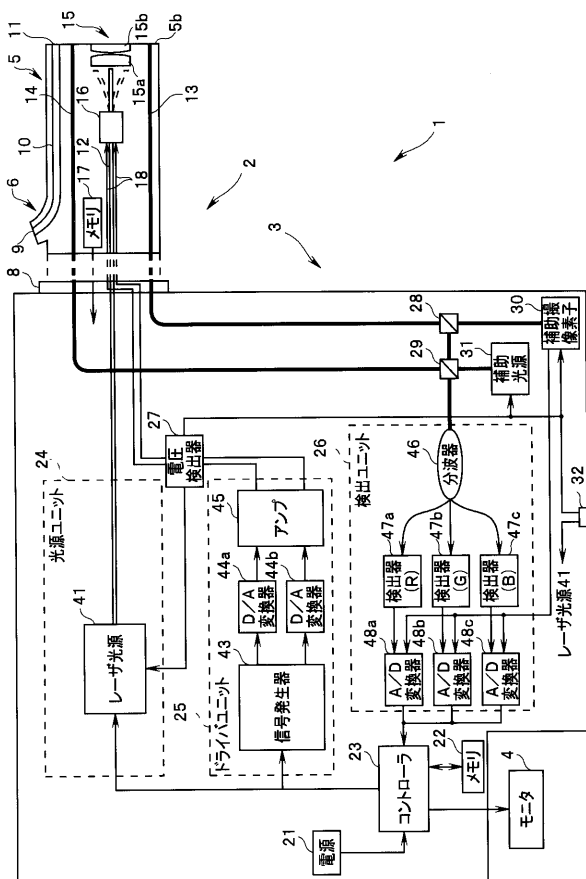
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 0 7 8 】

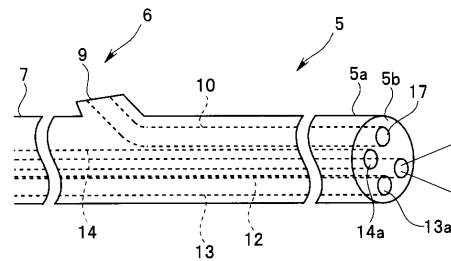
本出願は、２０１３年９月２０日に日本国に出願された特願２０１３－１９５７４０号公報を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

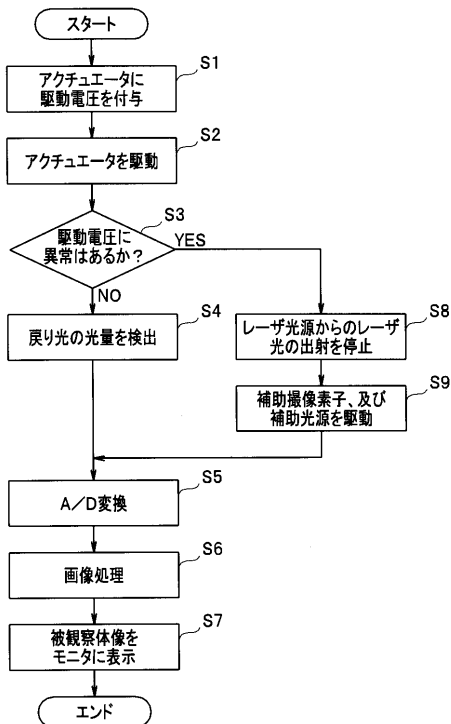
【 図 1 】



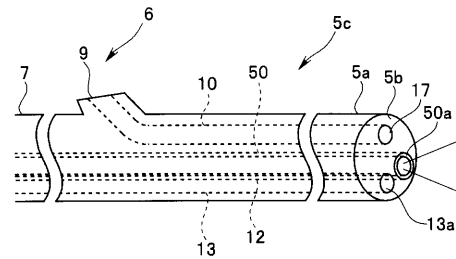
【 図 2 】



【図 3】



【図 4】



【手続補正書】

【提出日】平成27年1月13日(2015.1.13)

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、レーザー光を走査させる内視鏡の本体装置及び内視鏡システムに関する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

そこで、本発明は、挿入部の外径の太径化を防ぎ、かつ、レーザー光の走査が停止した状態でも安全に挿入部を抜去することができる内視鏡の本体装置及び内視鏡システムを提供することを目的とする。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本発明の一態様の内視鏡の本体装置は、内視鏡にて受光した光を伝達する第1の光伝達

部と、前記第 1 の光伝達部により伝達された光を第 1 の光路と第 2 の光路とに分割して導光可能な第 1 の光導光部と、前記第 1 の光伝達部と異なる光伝達部であって、前記内視鏡にて受光した光を伝達する第 2 の光伝達部と、前記第 2 の光伝達部により伝達された光を前記第 1 の光路と同方向を向く第 3 の光路に反射して導光可能である第 2 の光導光部と、前記第 1 の光路及び前記第 3 の光路からの光の光強度を検出可能な光検出器と、前記第 2 の光路からの光を受光可能な撮像素子と、を備える。

本発明の一態様の内視鏡システムは、被観察体からの光を受光した第 1 の受光部から光を伝達する第 1 の光伝達部と、前記第 1 の光伝達部により伝達された光を第 1 の光路と第 2 の光路とに分割して導光可能な第 1 の光導光部と、前記被観察体からの光を受光した第 2 の受光部から先端部を介して光を伝達する第 2 の光伝達部と、前記第 2 の光伝達部により伝達された光を前記第 1 の光路と同方向を向く第 3 の光路に反射して導光可能であるとともに、前記第 2 の光伝達部の基端側に設けられた光源からの光を前記第 2 の光伝達部の基端部に入射可能な第 2 の光導光部と、前記第 1 の光路及び前記第 3 の光路からの光の光強度を検出可能な光検出器と、前記第 2 の光路からの光を受光可能な撮像素子と、を備える。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡にて受光した光を伝達する第 1 の光伝達部と、
前記第 1 の光伝達部により伝達された光を第 1 の光路と第 2 の光路とに分割して導光可能な第 1 の光導光部と、
前記第 1 の光伝達部と異なる光伝達部であって、前記内視鏡にて受光した光を伝達する第 2 の光伝達部と、
前記第 2 の光伝達部により伝達された光を前記第 1 の光路と同方向を向く第 3 の光路に反射して導光可能である第 2 の光導光部と、
前記第 1 の光路及び前記第 3 の光路からの光の光強度を検出可能な光検出器と、
前記第 2 の光路からの光を受光可能な撮像素子と、
を備えたことを特徴とする内視鏡の本体装置。

【請求項 2】

前記第 2 の光導光部は、前記第 2 の光伝達部の基端部と光源との間に介挿され、前記光源からの光を前記第 2 の光伝達部の基端部に入射可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡の本体装置。

【請求項 3】

被観察体からの光を受光した第 1 の受光部から光を伝達する第 1 の光伝達部と、
前記第 1 の光伝達部により伝達された光を第 1 の光路と第 2 の光路とに分割して導光可能な第 1 の光導光部と、
前記被観察体からの光を受光した第 2 の受光部から先端部を介して光を伝達する第 2 の光伝達部と、
前記第 2 の光伝達部により伝達された光を前記第 1 の光路と同方向を向く第 3 の光路に反射して導光可能であるとともに、前記第 2 の光伝達部の基端側に設けられた光源からの光を前記第 2 の光伝達部の基端部に入射可能な第 2 の光導光部と、
前記第 1 の光路及び前記第 3 の光路からの光の光強度を検出可能な光検出器と、
前記第 2 の光路からの光を受光可能な撮像素子と、
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光検出器により取得された情報による第 1 の出力と、前記撮像素子により取得され

た画像による第２の出力とのいずれかを表示可能な表示装置を有し、

前記表示装置への表示を前記第１の出力と前記第２の出力とのいずれかを表示するかを選択可能であることを特徴とする請求項３に記載の内視鏡システム。

【請求項５】

前記第２の出力が選択された際に、前記光源からの光が前記第２の光導光部に入射されることを特徴とする請求項４に記載の内視鏡システム。

【請求項６】

被観察部に挿入される長尺の挿入部を備え、
前記第１の受光部は、前記挿入部の先端部に設けられ、
前記第１の光伝達部は、前記挿入部内に挿通され、
前記第２の受光部は、前記先端部に設けられ、
前記第２の光伝達部は、前記挿入部内に挿通され、
前記挿入部には、レーザ光を走査して出射可能な照明光照射部が設けられていることを
特徴とする請求項３に記載の内視鏡システム。

【請求項７】

前記照明光照射部は、前記レーザ光を出射する光ファイバと、前記光ファイバを走査可能な駆動部とを備えていることを特徴とする請求項６に記載の内視鏡システム。

【請求項８】

前記照明光照射部における前記レーザ光の走査に異常があることを検出可能な検出部を有し、

前記検出部は、検出した異常に基づいて、前記光源及び前記撮像素子を駆動することを
特徴とする請求項６に記載の内視鏡システム。

【請求項９】

前記照明光照射部における前記レーザ光の走査に異常がある場合に、前記光源及び前記
撮像素子を駆動する起動部を備えることを特徴とする請求項６に記載の内視鏡システム。

【請求項１０】

前記起動部は、前記レーザ光の走査に異常がある場合のみ作用することを特徴とする請
求項９に記載の内視鏡システム。

【請求項１１】

前記検出部は、前記異常を検出した場合、前記レーザ光の出射を停止することを特徴と
する請求項８に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成27年5月21日(2015.5.21)

【手続補正１】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】００２１

【補正方法】変更

【補正の内容】

【００２１】

図示を省略しているが、光ファイバ１２とアクチュエータ１６との間には、例えば四角柱の形状のフェルールが配置されており、このフェールの各側面にアクチュエータ１６が配置される。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/061422

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(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

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 9-131349 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 20 May 1997 (20.05.1997), fig. 3 (Family: none)	1-9
A	JP 9-292575 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 November 1997 (11.11.1997), fig. 9, 21 & US 2002/89586 A1	1-9
A	JP 2005-342350 A (Pentax Corp.), 15 December 2005 (15.12.2005), abstract (Family: none)	1-9

☐ 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
18 July, 2014 (18.07.14)Date of mailing of the international search report
12 August, 2014 (12.08.14)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 1 4 2 2									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(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 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014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)											
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 9-131349 A (旭光学工業株式会社) 1997.05.20, 【図3】 (ファミリーなし)	1-9									
A	JP 9-292575 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997.11.11, 【図9】、【図21】 & US 2002/89586 A1	1-9									
A	JP 2005-342350 A (ペンタックス株式会社) 2005.12.15, 【要約】 (ファミリーなし)	1-9									
☐ 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 18.07.2014		国際調査報告の発送日 12.08.2014									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 小田倉 直人	2Q 9163								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,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,LT,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

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜的体内装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2015040882A1	公开(公告)日	2017-03-02
申请号	JP2015502007	申请日	2014-04-23
[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	中島翔		
发明人	中島 翔		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/00096 A61B1/00165 A61B1/042 A61B1/045 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH54 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ09		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013195740 2013-09-20 JP		
其他公开文献	JP5784857B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括：插入部5，使由前端面13a接收的光透过的检测光纤13，能够将由检测纤维13传输的光分割为第一光路和第二光路的分束器28。并引导光，该光导纤维是使由前端面14a接收的光透射的检测光纤14，可以将由光导纤维14透射的光反射到与第1光学元件相同方向的第3光路中的分束器29。使设置在检测光纤14的近端侧上的辅助光源31的光入射并入射到检测光纤14的近端部分上，从而使来自检测光源14的光强度的检测器47a~47c入射。第一光路和第三光路，以及可以从第二光路接收光的辅助图像拾取装置30。

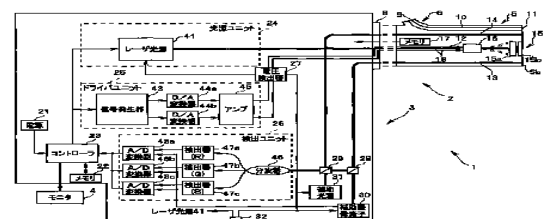


Fig. 1:
4 Monitor
17, 22 Memory
21 Power source
23 Controller
24 Light source unit
26 Driver unit
27 Voltage detector
30 Auxiliary imaging element
31 Auxiliary light source
41 Laser light source
43 Signal generator
44a, 44b D/A converter
45 Amplifier
46 Splitter
47a Detector (R)
47b Detector (G)
47c Detector (B)
48a, 48b, 48c A/D converter