

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4668727号

(P4668727)

(45) 発行日 平成23年4月13日 (2011. 4. 13)

(24) 登録日 平成23年1月21日 (2011. 1. 21)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B
H 0 4 N 7/18 (2006. 01)	H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-234255 (P2005-234255)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成17年8月12日 (2005. 8. 12)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2007-44402 (P2007-44402A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成19年2月22日 (2007. 2. 22)	(74) 代理人	100090169
審査請求日	平成20年5月9日 (2008. 5. 9)		弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

本体と、

前記本体から延び、可撓性を有する挿入体と、

前記挿入体に沿って先端まで延び、光を出射するための供給用出射部と光を入射するための供給用入射部とを有し、第1の波長帯域の光である第1の光と前記第1の波長帯域と異なる第2の波長帯域の波長の光である第2の光とを前記供給用入射部から前記供給用出射部へ伝達する供給用光伝達手段と、

前記挿入体の先端まで延び、光を入射するための検出用入射部と光を出射するため検出用出射部とを有し、前記第1の光を前記検出用入射部から前記検出用出射部まで伝達し、曲がり角度に応じて前記第1の光の伝達量が変化する検出用光伝達手段と、

前記第2の光を透過させ前記第1の光を反射する反射部材によって形成され、前記供給用出射部と前記検出用入射部とを一体的に覆うフィルタとを備え、

前記供給用出射部と前記検出用入射部は、前記挿入体の先端に設けられ、

前記フィルタを透過した前記第2の光によって、前記挿入体の先端付近を照明可能である

ことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記検出用光伝達手段は、前記第1の光を伝達する第1の光ファイバを有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。

10

20

【請求項 3】

前記第 1 の光ファイバに、前記第 1 の光を損失させる光損失部を、前記本体から第 1 の距離だけ離れた位置の、前記第 1 の光ファイバの中心から第 1 の径方向に形成することにより、曲がり角度に応じて前記第 1 の光の伝達量が変化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】

前記検出用光伝達手段は、前記第 1 の光を伝達する第 2 の光ファイバを有し、

前記第 2 の光ファイバには、前記光損失部が、前記本体から前記第 1 の距離だけ離れた位置の、前記第 2 の光ファイバの中心から前記第 1 の径方向とは異なる向きである第 2 の径方向に形成され、

前記第 2 の光ファイバの曲がり角度に応じて、前記第 2 の光ファイバにおける前記第 1 の光の伝達量が変化する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記検出用光伝達手段は前記第 1 の光を伝達する第 3 の光ファイバを有し、

前記第 3 の光ファイバには、前記光損失部が、前記本体から前記第 1 の距離とは異なる第 2 の距離だけ離れた位置の、前記第 3 の光ファイバの中心から前記第 3 の径方向に形成され、

前記第 3 の光ファイバの曲がり角度に応じて、前記第 3 の光ファイバにおける前記第 1 の光の伝達量が変化する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記検出用光伝達手段は前記第 1 の光を伝達する第 2、第 4 の光ファイバを有し、

前記第 2 の光ファイバには、前記光損失部が、前記本体からの距離が前記第 1 の距離であって、前記第 2 の光ファイバの中心から前記第 1 の径方向とは異なる向きである第 2 の径方向に形成され、

前記第 4 の光ファイバには、前記光損失部が、前記本体からの距離が前記第 2 の距離であって、前記第 4 の光ファイバの中心から前記第 3 の径方向とは異なる向きである第 4 の径方向に形成され、

前記第 2、第 4 の光ファイバの曲がり角度に応じて、前記第 2、第 4 の光ファイバにおける前記第 1 の光の伝達量が変化する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記第 1 の径方向と前記第 3 の径方向とが、あるいは前記第 2 の径方向と前記第 4 の径方向とが同じ向きであることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記第 1 の径方向と前記第 2 の径方向とが、あるいは前記第 3 の径方向と前記第 4 の径方向とが互いに垂直であることを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の内視鏡。

【請求項 9】

前記検出用出射部から出射する前記第 1 の光の光量を検出する光量検出手段を備えることを特徴とする請求項 1～請求項 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の内視鏡の前記供給用光伝達手段の供給用入射部と光学的に接続され、前記第 1、第 2 の光を発光する光源と、

前記供給用入射部と前記光源との間に配置され、前記第 2 の光を遮光させ前記第 1 の光を透過させる遮光部を有する絞りとを備える

ことを特徴とする内視鏡光源ユニット。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の内視鏡の前記検出用出射部から出射する前記第 1 の光の光量を検出する光量検出手段と、

10

20

30

40

50

前記光量検出手段により検出された光量に基づいて、前記挿入体の前記曲がり角度を算出する算出手段とを備える

ことを特徴とする内視鏡姿勢検出ユニット。

【請求項 1 2】

請求項 9 に記載の内視鏡の前記光量検出手段により検出された光量に基づいて、前記挿入体の前記曲がり角度を算出する算出手段とを備えることを特徴とする内視鏡姿勢検出ユニット。

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載の内視鏡と、請求項 1 0 に記載の内視鏡光源ユニットと、前記検出用射出部から射出する前記第 1 の光の光量を検出する光量検出手段と、前記光量検出手段により検出された光量に基づいて前記挿入体の前記曲がり角度を算出する算出手段と、前記内視鏡により撮像された被写体像と前記曲がり角度に応じた前記挿入体の形状とを表示するモニタとを備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡の使用時の挿入管の形状を検知し得る内視鏡に関する。

【背景技術】

20

【0 0 0 2】

従来、内視鏡の使用時の挿入管の形状を検出することが求められている。側面に光吸収部を設けた光ファイバを用いた帯状姿勢検出センサ（特許文献 1 参照）などを利用して、内視鏡の挿入管の姿勢を検出することが、本件出願人などにより提案されている（特許文献 2 ～特許文献 4 参照）。

【0 0 0 3】

一方、内視鏡の挿入管に帯状姿勢検出センサを設けることにより、挿入管の径が太くなる点が問題であった。すなわち、医療用内視鏡であれば被験者の苦痛を増大させる可能性があった。また、帯状姿勢検出センサでは、形状を検出するために新たな光源を用いる必要があり、内視鏡システム全体の大型化および複雑化することが問題であった。

30

【0 0 0 4】

また、帯状姿勢検出センサより巾の小さいセンサとして、複数の光ファイバと反射鏡とを用いた姿勢検出センサが提案されている（特許文献 5 参照）。しかし、このような反射鏡を有する姿勢検出センサを用いても、用いていない場合に比べて内視鏡の挿入管が太くなるので、挿入管の更なる細径化が求められていた。また、帯状姿勢検出センサと同様に光源が必要であるため、内視鏡システム全体の大型化および複雑化の問題は解消されないままであった。

【特許文献 1】 米国特許第 6 1 2 7 6 7 2 号明細書

【特許文献 2】 特開 2 0 0 2 － 2 5 3 4 8 1 号公報

【特許文献 3】 特開 2 0 0 3 － 0 5 2 6 1 4 号公報

40

【特許文献 4】 特開 2 0 0 1 － 1 6 9 9 9 8 号公報

【特許文献 5】 米国特許第 6 5 6 3 1 0 7 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

したがって、本発明では挿入管の形状を検知可能で、かつ挿入管を細径化でき、システム全体の構成を簡潔にさせることが可能な内視鏡の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 6】

本発明の内視鏡は、本体と、本体から延び可撓性を有する挿入体と、挿入体に沿って先

50

端まで延び光を出射するための供給用出射部と光を入射するための供給用入射部とを有し第1の波長帯域の光である第1の光と前記第1の波長帯域と異なる第2の波長帯域の波長の光である第2の光とを供給用入射部から供給用出射部へ伝達する供給用光伝達手段と、挿入体の先端まで延び光を入射するための検出用入射部と光を出射するため検出用出射部とを有し第1の光を検出用入射部から検出用出射部まで伝達し曲がり角度に応じて第1の光の伝達量に変化する検出用光伝達手段と、第2の光を透過させ第1の光を反射する反射部材によって形成され供給用出射部と検出用入射部とを一体的に覆うフィルタとを備え、供給用出射部と検出用入射部は挿入体の先端に設けられ、フィルタを透過した第2の光によって挿入体の先端付近を照明可能であることを特徴としている。

【0007】

10

なお、検出用光伝達手段は第1の光を伝達する第1の光ファイバを有することが好ましい。さらに、第1の光ファイバに第1の光を損失させる光損失部を本体から第1の距離だけ離れた位置の第1の光ファイバの中心から第1の径方向に形成することにより、曲がり角度に応じて第1の光の伝達量に変化することが好ましい。

【0008】

また、検出用光伝達手段は第1の光を伝達する第2の光ファイバを有し、第2の光ファイバには光損失部が本体から第1の距離だけ離れた位置の第2の光ファイバの中心から第1の径方向とは異なる向きである第2の径方向に形成され、第2の光ファイバの曲がり角度に応じて第2の光ファイバにおける第1の光の伝達量に変化することが好ましい。

【0009】

20

また、検出用光伝達手段は第1の光を伝達する第3の光ファイバを有し、第3の光ファイバには光損失部が本体から第1の距離とは異なる第2の距離だけ離れた位置の第3の光ファイバの中心から第3の径方向に形成され、第3の光ファイバの曲がり角度に応じて第3の光ファイバにおける第1の光の伝達量に変化することが好ましい。

【0010】

また、検出用光伝達手段は第1の光を伝達する第2、第4の光ファイバを有し、第2の光ファイバには光損失部が本体からの距離が第1の距離であって第2の光ファイバの中心から第1の径方向とは異なる向きである第2の径方向に形成され、第4の光ファイバには光損失部が本体からの距離が第2の距離であって第4の光ファイバの中心から第3の径方向とは異なる向きである第4の径方向に形成され、第2、第4の光ファイバの曲がり角度に応じて第2、第4の光ファイバにおける第1の光の伝達量に変化することが好ましい。

30

【0011】

また、第1の径方向と第3の径方向とがあるいは第2の径方向と第4の径方向とが同じ向きであることが好ましい。さらには、第1の径方向と第2の径方向とがあるいは第3の径方向と第4の径方向とが互いに垂直であることが好ましい。

【0012】

また、検出用出射部から出射する第1の光の光量を検出する光量検出手段を備えることが好ましい。

【0013】

また、本発明の内視鏡光源ユニットは、本体と、本体から延び可撓性を有する挿入体と、挿入体に沿って先端まで延び光を出射するための供給用出射部と光を入射するための供給用入射部とを有し第1の波長帯域の光である第1の光と前記第1の波長帯域と異なる第2の波長帯域の波長の光である第2の光とを供給用入射部から供給用出射部へ伝達する供給用光伝達手段と、挿入体の先端まで延び光を入射するための検出用入射部と光を出射するため検出用出射部とを有し第1の光を検出用入射部から検出用出射部まで伝達し曲がり角度に応じて第1の光の伝達量に変化する検出用光伝達手段と、第2の光を透過させ第1の光を反射する反射部材によって形成され供給用出射部と検出用入射部とを一体的に覆うフィルタとを備え、供給用出射部と検出用入射部は挿入体の先端に設けられ、フィルタを透過した第2の光によって挿入体の先端付近を照明可能である内視鏡における供給用入射部と光学的に接続され、第1、第2の光を発光する光源と、供給用入射部と光源との間に

40

50

配置され第2の光を遮光させ第1の光を透過させる遮光部を有する絞りとを備えることを特徴としている。

【0014】

また、本発明の第1の内視鏡姿勢検出ユニットは、本体と、本体から延び可撓性を有する挿入体と、挿入体に沿って先端まで延び光を出射するための供給用出射部と光を入射するための供給用入射部とを有し第1の波長帯域の光である第1の光と前記第1の波長帯域と異なる第2の波長帯域の波長の光である第2の光とを供給用入射部から供給用出射部へ伝達する供給用光伝達手段と、挿入体の先端まで延び光を入射するための検出用入射部と光を出射するため検出用出射部とを有し第1の光を検出用入射部から検出用出射部まで伝達し曲がり角度に応じて第1の光の伝達量が変化する検出用光伝達手段と、第2の光を透

10

【0015】

また、本発明の第2の内視鏡姿勢検出ユニットは、本体と、本体から延び可撓性を有する挿入体と、挿入体に沿って先端まで延び光を出射するための供給用出射部と光を入射するための供給用入射部とを有し第1の波長帯域の光である第1の光と前記第1の波長帯域と異なる第2の波長帯域の波長の光である第2の光とを供給用入射部から供給用出射部へ伝達する供給用光伝達手段と、挿入体の先端まで延び光を入射するための検出用入射部と光を出射するため検出用出射部とを有し第1の光を検出用入射部から検出用出射部まで伝達し曲がり角度に応じて第1の光の伝達量が変化する検出用光伝達手段と、第2の光を透

20

過させ第1の光を反射する反射部材によって形成され供給用出射部と検出用入射部とを一体的に覆うフィルタと、検出用出射部から出射する第1の光の光量を検出する光量検出手段とを備え、供給用出射部と検出用入射部は挿入体の先端に設けられ、フィルタを透過した第2の光によって挿入体の先端付近を照明可能である内視鏡の光量検出手段により検出された光量に基づいて、挿入体の曲がり角度を算出する算出手段とを備えることを特徴としている。

30

【0016】

また、本発明の内視鏡システムは、本体と本体から延び可撓性を有する挿入体と挿入体に沿って先端まで延び光を出射するための供給用出射部と光を入射するための供給用入射部とを有し第1の波長帯域の光である第1の光と前記第1の波長帯域と異なる第2の波長帯域の波長の光である第2の光とを供給用入射部から供給用出射部へ伝達する供給用光伝達手段と挿入体の先端まで延び光を入射するための検出用入射部と光を出射するため検出用出射部とを有し第1の光を検出用入射部から検出用出射部まで伝達し曲がり角度に応じて第1の光の伝達量が変化する検出用光伝達手段と第2の光を透過させ第1の光を反射する反射部材によって形成され供給用出射部と検出用入射部とを一体的に覆うフィルタとを有し供給用出射部と検出用入射部は挿入体の先端に設けられフィルタを透過した第2の光

40

によって挿入体の先端付近を照明可能である内視鏡と、供給用入射部と光学的に接続され第1、第2の光を発光する光源と供給用入射部と光源との間に配置され第2の光を遮光させ第1の光を透過させる遮光部によって形成される絞りとを有する内視鏡光源ユニットと、検出用出射部から出射する第1の光の光量を検出する光量検出手段と、光量検出手段により検出された光量に基づいて挿入体の曲がり角度を算出する算出手段と、内視鏡により撮像された被写体像と曲がり角度に応じた挿入体の形状とを表示するモニタとを備えることを特徴としている。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、挿入管の姿勢、すなわち形状を検出可能な内視鏡を細径化させること

50

が可能である。また、被写体を照明するための光源を、形状を検出するための光源として共用することにより、内視鏡システム全体の大型化・複雑化を避けることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0019】

まず、内視鏡システム10の全体構成について図1を用いて簡潔に説明する。図1は、本発明の一実施形態を適用した内視鏡を有する内視鏡システムの外観図である。

【0020】

内視鏡システム10は、電子内視鏡20、内視鏡プロセッサ40、およびモニタ70によって構成される。電子内視鏡20は、コネクタ21を介して内視鏡プロセッサ40に接続される。モニタ70もコネクタ（図示せず）を介して内視鏡プロセッサ40に接続される。

10

【0021】

電子内視鏡20の挿入管22の先端近辺の被写体（図示せず）は、電子内視鏡20内部を通るライトガイド（図示せず）を介して内視鏡プロセッサ40に設けられる光源（図示せず）から照明光が照射される。照明光が照射される被写体は、電子内視鏡20の挿入管22の先端に設けられるCCD等の撮像素子（図示せず）により撮像される。

【0022】

撮像された画像は映像信号として内視鏡プロセッサ40に送られる。内視鏡プロセッサ40に送られた映像信号は所定の処理が行われた後、モニタ70に送られ、そこで被写体像が表示される。

20

【0023】

次に図2を用いて、電子内視鏡20の内部構成について説明する。図2は、電子内視鏡20の内部構成を概略的に示すブロック図である。

【0024】

電子内視鏡20は、本体23、挿入管22、ケーブル24、およびコネクタ21によって構成される。挿入管22は、本体23から延ばされるように取り付けられる。コネクタ21は、ケーブル24を介して本体23に取り付けられる。

【0025】

ライトガイド25が、コネクタ21から挿入管22に沿って先端まで延ばされるように設けられる。ライトガイド25の周囲には図3に示すようにライトガイド25を芯にして取り囲むように、複数の曲率検出ファイバ26が設けられる。曲率検出ファイバ26も、コネクタ21から挿入管22に沿って先端まで延ばされる。

30

【0026】

ライトガイド25は複数の光ファイバによって形成され、可視光成分である第1の光成分と可視光より波長の長い帯域の光成分である第2の光成分を、入射端25inから出射端25outまで伝達可能である。曲率検出ファイバ26は、少なくとも第2の光成分を、入射端26inから出射端26outまで伝達可能である。

【0027】

ライトガイド25の出射端25outおよび曲率検出ファイバ26の入射端26inは、挿入管22の先端付近に配置される。ライトガイド25の出射端25outおよび曲率検出ファイバ26の入射端26inは、単一のフィルタ27によって覆われる。

40

【0028】

フィルタ27は、光学ガラス部材を蒸着することにより、ライトガイド25の出射端25outおよび曲率検出ファイバ26の入射端26inに固定される。フィルタ27を形成するガラス部材には、第1の光成分を透過させ、第2の光成分を反射することが可能な部材が用いられる。

【0029】

曲率検出ファイバ26には、光損失部28が設けられる。光損失部28に入射する第2

50

の光成分は、部分的に光損失部 28 に吸収され、損失する。光損失部 28 が設けられる位置と方向とは、曲率検出ファイバ 26 ごとに定められている。

【0030】

なお、光損失部 28 が設けられる位置は、本体 23 からの距離がそれぞれの曲率検出ファイバ 26 に定められた長さとなるように定められる。また、光損失部が設けられる方向は、曲率検出ファイバ 26 の長手方向に平行な断面において、曲率検出ファイバ 26 の中心から第 1 の径方向、または曲率検出ファイバ 26 の中心から第 1 の径方向とは 90° 傾いた第 2 の径方向のいずれかである。

【0031】

光損失部の設けられる位置と方向について、図 4、図 5 を用いてさらに説明する。図 4 は、ライトガイド 25 の周囲の複数の曲率検出ファイバ 26 における光損失部 28 の位置を示すための図である。図 5 は、ライトガイド 25 の周囲の複数の曲率検出ファイバ 26 における光損失部 28 の方向を示すための図である。

10

【0032】

図 4 に示すように、第 1、第 2 の曲率検出ファイバ 26 a、26 b においては、同じ位置に光損失部 28 が設けられる。また、第 3、第 4 の曲率検出ファイバ 26 c、26 d においては、同じ位置に光損失部 28 が設けられる。ただし、第 1、第 3 の曲率検出ファイバ 26 a、26 c における光損失部 28 が設けられる位置は異なっている。

【0033】

このように、一つの組を形成する 2 本の曲率検出ファイバ 26 には、光損失部 28 が同じ位置に設けられる。ただし、光損失部 28 の設けられる位置は、組毎に異なるように定められる。

20

【0034】

また図 5 に示すように、第 1、第 3 の曲率検出ファイバ 26 a、26 c では、ファイバの中心から第 1 の径方向 D1 に光損失部 28 が設けられる。一方、第 2、第 4 の曲率検出ファイバ 26 b、26 d では、ファイバの中心から第 2 の径方向 D2 に光損失部 28 が設けられる。

【0035】

このように、光損失部 28 の設けられる方向は、一つの組を形成する 2 本の曲率検出ファイバ 26 の一方においてはファイバの中心から第 1 の径方向 D1 に定められ、他方においてはファイバの中心から第 2 の径方向 D2 に定められる。

30

【0036】

曲率検出ファイバ 26 の出射端 26 out から出射される光の光量に基づいて、光損失部 28 における曲率検出ファイバ 26 の曲げ角度を求めることが可能である。以下に、その原理について簡単に説明する。

【0037】

曲率検出ファイバ 26 は前述のように光ファイバであり、コアにクラッドを被膜することにより形成される。コアに入射される光は、コアとクラッドの界面において全反射されることにより光量を実質的に損失されること無く、入射端 26 in から出射端 26 out まで伝達される。一方、光損失部 28 に入射する光は完全にまたは一部が吸収される。したがって、光損失部 28 に入射する光が多くなるほど、光の損失が大きくなる。

40

【0038】

図 6 に示すように、光損失部 28 が設けられる方向と逆の方向（図 6 において下方向）に曲率検出ファイバ 26 が曲がるほど、光損失部 28 に入射する光 L は多くなる。一方、図 7 に示すように、光損失部 28 が設けられる方向に曲率検出ファイバ 26 が曲がるほど、光損失部 28 に入射する光 L は少なくなる。

【0039】

一定の光量の光を曲率検出ファイバ 26 に入射するとき、出射端 26 out からの光の出射量と光損失部 28 における曲げ角度とは一定の対応関係を有する。したがって、出射端 26 out における光の受光量を検出することにより、光損失部 28 における曲率検出

50

ファイバ 26 および挿入管 22 の曲げ角度が求められる。

【0040】

例えば、光損失部 28 の設けられる位置の異なる 6 本の曲率検出ファイバ 26 を用いると、光損失部 28 が設けられる 6 箇所における挿入管 22 の曲げ角度が求められる。図 8 に示すように、それぞれの光損失部 26 が設けられるポイント P における曲げ角度と隣合うポイント P の距離とによって挿入管 22 の形状を検知することが可能になる。

【0041】

なお、第 1、第 2 方向 D1、D2 に光損失部 28 が設けられた曲率検出ファイバ 26 からは、それぞれ第 1、第 2 方向 D1、D2 への曲げ角度が検出される。したがって、両方向への曲げ角度から、光損失部 28 の曲がる方向と曲げ角度とを求めることが可能である。

10

【0042】

曲率検出ファイバ 26 の出射端 26 out は、別々の受光素子 29 に接続される（図 2 参照）。受光素子 29 は例えばフォトダイオードであって、受光量を検知可能である。すなわち、受光量に応じた電気信号が曲率信号として出力される。

【0043】

挿入管 22 の先端には、配光レンズ 30、対物レンズ 31、および撮像素子 32 が設けられる。フィルタ 27 から出射する光が配光レンズ 30 を介して、先端付近の被写体に照射される。対物レンズ 31 は、被写体への照射光の反射光を撮像素子 32 の受光面に結像させる。撮像素子 32 が撮像した被写体像は、画像信号として生成される。

20

【0044】

後述するように、コネクタ 21 を介して電子内視鏡 20 を内視鏡プロセッサ 40 に接続することにより、受光素子 29 および撮像素子 32 が電氣的に、ライトガイド 25 が光学的に内視鏡プロセッサ 40 と接続される。

【0045】

次に、内視鏡プロセッサ 40 の構成について図 9 を用いて説明する。図 9 は、内視鏡プロセッサ 40 の内部構成を概略的に示すブロック図である。

【0046】

内視鏡プロセッサ 40 は、光源ユニット 50、信号処理ユニット 60、撮像素子駆動回路 41、およびタイミングジェネレータ 42 などによって構成される。光源ユニット 50 によって、電子内視鏡 20 に用いられる光が供給される。また、信号処理ユニット 60 によって、画像信号の処理、受光素子 29 から出力される曲率信号の処理が行われる。

30

【0047】

撮像素子 32 は、撮像素子と電氣的に接続される撮像素子駆動回路 41 によって、撮像などの動作が制御される。また、撮像素子駆動回路 41 はタイミングジェネレータ 42 に接続されており、撮像素子 32 の動作を制御するためのタイミング信号が、タイミングジェネレータ 42 から出力される。

【0048】

光源ユニット 50 は、ランプ 51、絞り 52、集光レンズ 53、モータ M、電源 54、および絞り駆動回路 55 によって構成される。電子内視鏡 20 のコネクタ 21 を接続することにより、ランプ 51 とライトガイド 25 とが光学的に接続される。

40

【0049】

ランプ 51 には、高輝度な光であって、第 1、第 2 の光成分を照射できるキセノンランプやハロゲンランプなどが用いられる。ランプ 51 への電力は、電源 54 から供給される。

【0050】

ランプ 51 からの照射光をライトガイド 25 の入射端 25 in に導くための光路中に絞り 52 および集光レンズ 53 が設けられる。ランプ 51 から照射される略平行な光束の光は、集光レンズ 53 で集光されて入射端 25 in に入射される。

【0051】

50

入射端 25 in に入射させる光の光量調整は、絞り 52 を駆動することにより実行される。絞り 52 は、絞り駆動回路 55 により動作が制御されるモータ M により駆動される。なお、絞り 52 には、第 1 の光成分より波長の短い光を遮断し、第 2 の光成分より波長の長い光を透過させる材質によって遮光部が形成される。したがって、入射端 25 in に入射させる光の内、第 1 の光成分のみの光量調整が行われる。一方、第 2 の光成分はそのままの光量で入射端 25 in に入射される。

【0052】

信号処理ユニット 60 は、前段信号処理回路 61、画像メモリ 62、後段信号処理回路 63、曲率位置変換回路 64、および形状メモリ 65 等によって構成される。電子内視鏡 20 のコネクタ 21 を接続することにより、撮像素子 32 と前段信号処理回路 61 とが、
10 受光素子 29 と曲率位置変換回路 64 とが電氣的に接続される。

【0053】

撮像素子 32 が生成した画像信号は、前段信号処理回路 61 に送られる。前段信号処理回路 61 において、アナログ信号である画像信号は A/D 変換され、デジタル信号に変換された画像信号に対して、ホワイトバランスや γ 補正などの所定の処理が施される。

【0054】

所定の処理が施された画像信号は画像メモリ 62 に送られ、格納される。なお、画像信号に基づいて前段信号処理回路 61 では 1 フレーム全体での受光量が検出される。検出された全体の受光量は絞り駆動回路 55 に出力される。全体での受光量に基づいて絞り駆動回路 55 が絞り 52 を駆動することによって、被写体を照明する光の光量が適切になるよ
20 うに調整される。

【0055】

画像メモリ 62 に格納された画像信号は、後段信号処理回路 63 に出力される。後段信号処理回路 63 に出力するタイミングは、タイミングジェネレータ 42 により制御される。後段信号処理回路 63 において、画像信号は D/A 変換され、エンコードなどの所定の処理が行われる。後段信号処理回路 63 はモニタ 70 に接続されており、撮像した被写体像がモニタ 70 に表示される。

【0056】

受光素子 29 が生成した曲率信号は、曲率位置変換回路 64 に送られる。曲率位置変換回路 64 では、隣合う光損失部 28 間の距離と第 1、第 2 方向 D1、D2 への曲げ角度に
30 相当する曲率信号とに基づいて、それぞれの光損失部 28 の 3 次元座標が求められる。

【0057】

光損失部 28 の 3 次元座標は形状メモリ 65 に送られて、記憶される。形状メモリ 65 に記憶された光損失部 28 の 3 次元座標は、後段信号処理回路 63 に送られる。後段信号処理回路 63 に 3 次元座標を送るタイミングは、タイミングジェネレータ 42 により制御される。

【0058】

後段信号処理回路 63 において、光損失部 28 の 3 次元座標に基づいて、スムージング処理が行われる。すなわち、光損失部 28 を結ぶ直線が、滑らかな曲線に変換される。このように、挿入管 22 の形状は、求められた曲線によって表されている。挿入管 22 の形状に相当する形状信号は、後段信号処理回路 63 によって D/A 変換される。D/A 変換された形状信号に所定の処理が行われる。
40

【0059】

後段信号処理回路 63 では、モニタ 70 に撮像した被写体像および挿入管 22 の形状を表示するために、モニタ 70 上におけるそれぞれの表示領域の割当てなどの処理が行われる。所定の処理が行われた画像信号および形状信号がモニタ 70 に出力される。画像信号および形状信号に基づいて、モニタ 70 の内視鏡画像表示領域 IA には被写体像が、内視鏡形状表示領域 SA には挿入管 22 の形状が表示される（図 10 参照）。

【0060】

従来の帯姿勢検出センサおよび反射鏡を用いた姿勢検出センサの場合、1 つの位置の
50

、1方向の曲がり角度を検出するのに光ファイバを往復させる必要があった。一方、本実施形態で、照明光を伝達するためのライトガイドを、形状検出用の光を先端部まで伝達させる光ファイバとして共用させることにより、挿入管22内に配置する光ファイバの本数を減らすことが可能となる。

【0061】

したがって、以上のような本実施形態の電子内視鏡20によれば、挿入管22内に配置する光ファイバの本数が減らせるので、挿入管22の形状を検出可能な内視鏡の細径化を図ることが可能である。

【0062】

また、照明光の供給のために用いられるランプ51を、形状検出用の光の光源として共用することにより、新たな光源装置が不要となる。したがって、内視鏡システム全体の大型化および複雑化を防止することが可能になる。

10

【0063】

また、照明光として第1の光を用い、形状検出用の光として第2の光を用い、さらに絞り52の遮光部を第1の光のみ遮光する部材によって形成することにより、形状検出用の光の供給量を変えることなく、照明光の光量を調整することが可能である。

【0064】

なお、本実施形態において、フィルタ27は可視光を透過し可視光より波長の長い帯域の光成分を反射する部材によって形成されるが、可視光成分の一部または全部である所定の波長帯域の光成分を透過し、透過させる光とは波長帯域の異なる光成分を反射する部材によって形成される構成であってもよい。フィルタ27が反射する光成分が、ライトガイド25および曲率検出ファイバ26によって伝達可能であれば、本実施形態と同様の効果が得られる。

20

【0065】

例えば、フィルタ27が可視光を透過し、可視光より波長の短い帯域の光成分を反射し、ライトガイド25および曲率検出ファイバ26が、可視光より波長の短い帯域の光成分を伝達可能な構成であっても本実施形態と同じ効果を有する。

【0066】

なお、絞り52による光量調整を行う場合は、可視光のみ遮光し、フィルタ27が反射する光成分を透過させる部材を用いて絞りを形成すればよい。

30

【0067】

また、本実施形態では、第1、第2の曲率検出ファイバ26において光損失部28が設けられる方向は互いに垂直であるが、異なっていればよい。本体23から同じ位置に設けられる光損失部28の方向が異なっていれば、挿入管22の光損失部28における曲がり方向を求めることが可能である。ただし、光損失部28が設けられる方向を互いに垂直にすることにより、2つの曲がり方向から合成される実際の曲がり方向の精度を高めることが可能になる。

【0068】

また、本実施形態では、第1、第3の曲率検出ファイバ26において光損失部28が設けられる方向は互いに同じであるが、異なってもよい。ただし、同じ方向に定めることにより、曲率位置変換回路64において行なわれる光損失部28の3次元座標を求める処理の負担を軽くすることが可能である。

40

【0069】

また、本実施形態で、コネクタ21内部に受光素子29を設ける構成であるが、内視鏡プロセッサ40内部に受光素子29を設ける構成であってもよい。ただし、コネクタ21を用いて接続する場合に、電子内視鏡20側の曲率検出ファイバ26と内視鏡プロセッサ40の受光素子29とを光学的に接続する構成より、受光素子29と曲率位置変換回路64とを電氣的に接続する構成の方が容易である。

【0070】

また、本実施形態では、電子内視鏡を用いたが、ファイバースコープにも適用すること

50

は可能である。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】本発明の一実施形態を適用した内視鏡を有する内視鏡システムの外観図である。

【図2】電子内視鏡の内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図3】ライトガイドおよび曲率検出ファイバの長手方向に垂直な断面図である。

【図4】ライトガイドの周囲の複数の曲率検出ファイバにおける光損失部の位置を示すための図である。

【図5】ライトガイドの周囲の複数の曲率検出ファイバにおける光損失部の方向を示すための図である。

10

【図6】曲率検出ファイバの曲げ方向による光の伝達量の変化を説明するための第1の図である。

【図7】曲率検出ファイバの曲げ方向による光の伝達量の変化を説明するための第2の図である。

【図8】それぞれの光損失部における曲げ角度によって挿入管の形状を検出可能であることを示すための図である。

【図9】内視鏡プロセッサの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図10】モニタに内視鏡により被写体像および挿入管の形状が表示されている状態を示す図である。

20

【符号の説明】

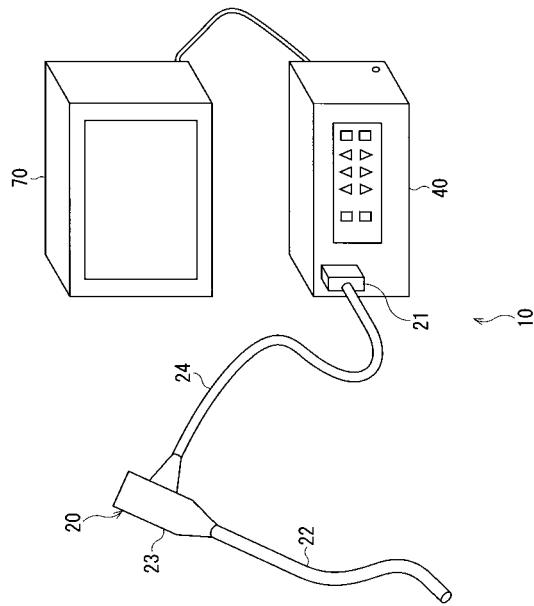
【0072】

- 10 内視鏡システム
- 20 電子内視鏡
- 21 コネクタ
- 22 挿入管
- 23 本体
- 25 ライトガイド
- 26 曲率検出ファイバ
- 27 フィルタ
- 28 光損失部
- 29 受光素子
- 40 内視鏡プロセッサ
- 50 光源ユニット
- 51 ランプ
- 52 絞り
- 55 絞り駆動回路
- 60 信号処理ユニット
- 63 後段信号処理回路
- 64 曲率位置変換回路
- 65 形状メモリ

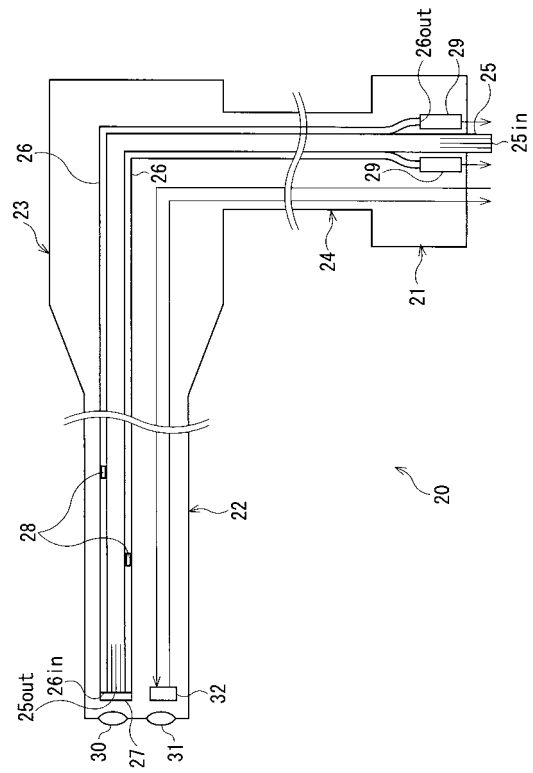
30

40

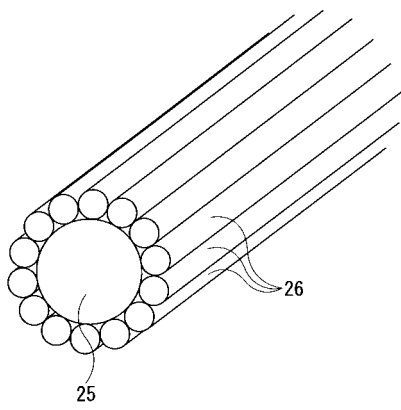
【図 1】



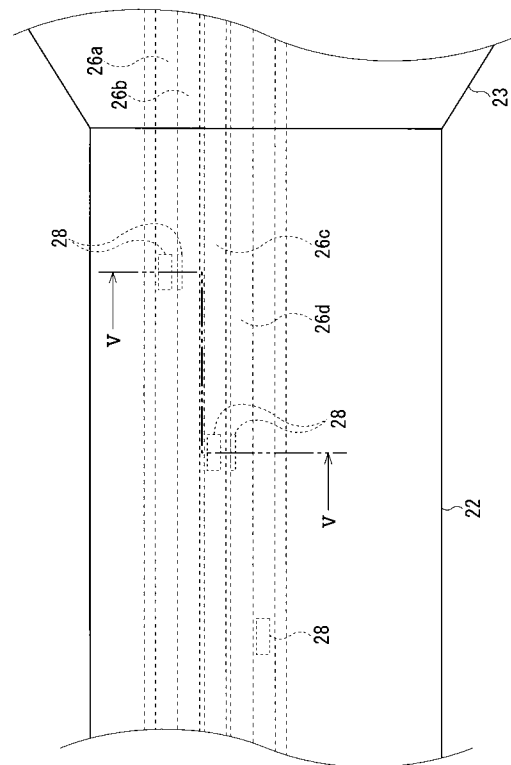
【図 2】



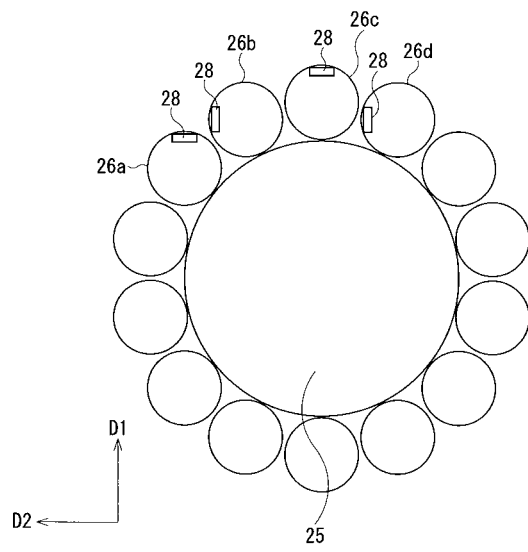
【図 3】



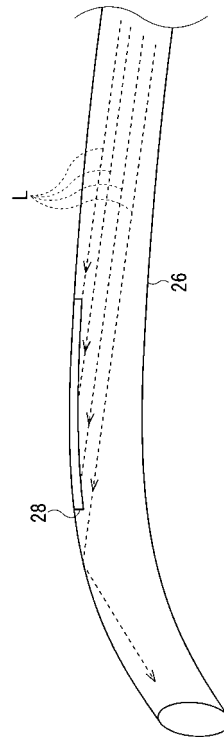
【図 4】



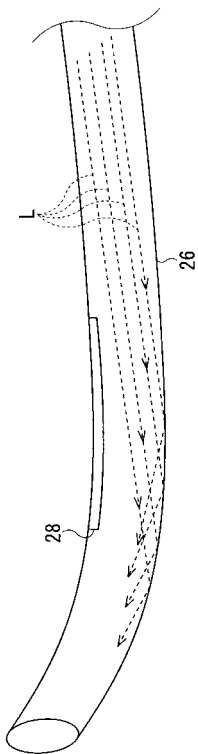
【図 5】



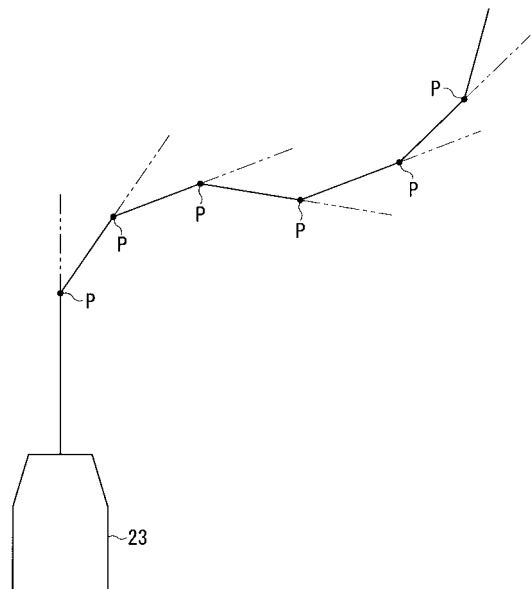
【図 6】



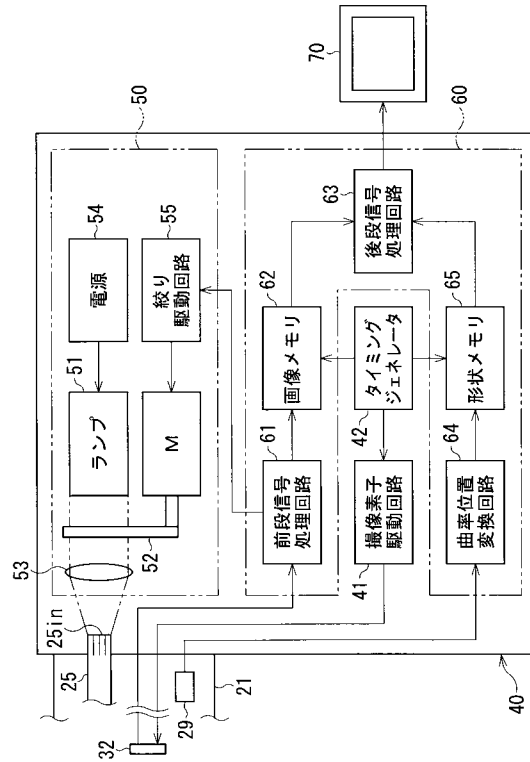
【図 7】



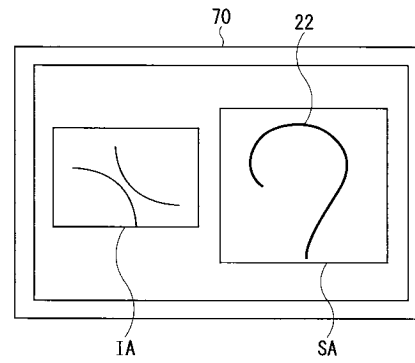
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 森 竜介

(56)参考文献 特開平6-102458 (JP, A)

特開平10-286221 (JP, A)

特開2003-52614 (JP, A)

特開2002-253481 (JP, A)

特開2001-169998 (JP, A)

米国特許出願公開第2002/0088931 (US, A1)

米国特許第6127672 (US, A)

特開平4-357433 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32

G02B 23/26

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP4668727B2	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	JP2005234255	申请日	2005-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0005		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.550		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/BA23 2H040/CA02 2H040/CA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA11 4C061/FF36 4C061/HH52 4C161/FF36 4C161/HH52 5C054/CC07 5C054/FD00 5C054/FE17 5C054/HA12		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP2007044402A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减小插入管的直径，同时能够检测内窥镜的插入管的形状。
ŽSOLUTION：电子内窥镜20具有光导25，曲率检测光纤26，滤光器27和光接收元件29.曲率检测光纤26设置在光导25周围。光导25和曲率检测光纤26沿插入管22延伸到远端。单个滤光器27覆盖光导25的出射端25out和曲率检测光纤26的入射端26in。曲率检测光纤26的出射端26out。光损失部分28设置在曲率检测光纤26的规定位置的指定方向上。滤光器27透射光波长。滤光器27反射波长长于光波长的光学元件。Ž

