

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/122511

発行日 平成30年11月1日(2018.11.1)

(43) 国際公開日 平成29年7月20日(2017.7.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 2 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 1	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

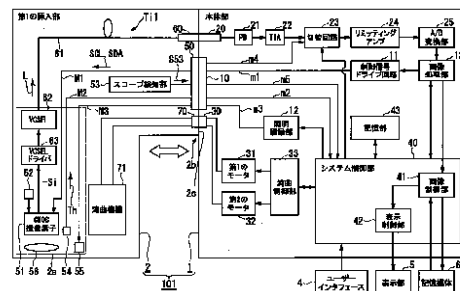
出願番号	特願2017-561565 (P2017-561565)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/088103		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年12月21日 (2016.12.21)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2016-3610 (P2016-3610)	(74) 代理人	100106909
(32) 優先日	平成28年1月12日 (2016.1.12)		弁理士 棚井 澄雄
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(72) 発明者	小笠原 正充
			東京都八王子市石川町2951番地
			オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置および内視鏡システム

(57) 【要約】

内視鏡装置は、本体部と、第1の挿入部と、コネクタ部と、を含む。第1の挿入部は、第1の撮像素子と、第1の映像信号を出力する第1の映像信号伝送部と、本体部からの第1の非映像電気信号をメタル伝送する第1の信号伝送部と、を有する。コネクタ部は、本体部コネクタと、第1の挿入部コネクタとからなり、本体部コネクタと第1の挿入部コネクタとの接続時に、第1の映像信号および第1の非映像電気信号の信号伝達を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

本体部と、

管状の外形を有し、挿入方向の第 1 の先端部に配置された第 1 の撮像素子と、前記第 1 の撮像素子の映像出力信号を前記第 1 の先端部で光信号に変換して挿入方向の第 1 の基端部まで前記光信号を光伝送し、前記光信号または前記光信号を光電変換した第 1 の映像電気信号からなる第 1 の映像信号を出力する第 1 の映像信号伝送部と、前記第 1 の撮像素子の制御信号を含む前記本体部からの第 1 の非映像電気信号を前記第 1 の基端部から前記第 1 の撮像素子までメタル伝送する第 1 の信号伝送部と、を有する第 1 の挿入部と、

前記本体部に設けられた本体部コネクタと、前記第 1 の挿入部の基端に設けられ前記本体部コネクタと着脱可能に接続する第 1 の挿入部コネクタとからなり、前記本体部コネクタと前記第 1 の挿入部コネクタとの接続時に、前記第 1 の映像信号および前記第 1 の非映像電気信号の信号伝達を行うコネクタ部と、を備える、内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の映像信号伝送部は、

前記第 1 の基端部に、前記光信号を光電変換して前記第 1 の映像電気信号を生成する第 1 の光電変換部を備え、

前記コネクタ部は、

前記第 1 の光電変換部によって生成された前記第 1 の映像電気信号と、前記第 1 の非映像電気信号とを含む電気信号を信号伝達する電気コネクタからなる、請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記電気コネクタにおける前記本体部コネクタは、

管状の外形を有し、挿入方向の第 2 の先端部に配置された第 2 の撮像素子と、前記第 2 の撮像素子の映像出力信号を挿入方向の第 2 の基端部まで第 2 の映像信号としてメタル伝送する第 2 の映像信号伝送部と、前記第 2 の撮像素子の制御信号を含む前記本体部からの第 2 の非映像電気信号を前記第 2 の基端部から前記第 2 の先端部までメタル伝送する第 2 の信号伝送部と、を有する第 2 の挿入部に設けられた第 2 の挿入部コネクタと、着脱可能、かつ前記第 2 の映像信号および前記第 2 の非映像電気信号の信号伝達可能に接続する、請求項 2 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 4】

前記第 1 の挿入部コネクタと前記第 2 の挿入部コネクタとは、

互いに同数の接続端子を有し、かつ前記接続端子における信号配列が互いに共通である、請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 1 の映像信号伝送部は、

前記第 1 の光電変換部が生成する前記第 1 の映像電気信号を増幅する第 1 の増幅部を前記第 1 の基端部に備える、請求項 2 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 6】

前記第 1 の映像信号伝送部は、

前記第 1 の増幅部によって増幅された前記第 1 の映像電気信号を A / D 変換する第 1 の A / D 変換器を前記第 1 の基端部に備える、請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

本体部と、

管状の外形を有し、挿入方向の第 1 の先端部に配置された第 1 の撮像素子と、前記第 1 の撮像素子の映像出力信号を前記第 1 の先端部で光信号に変換して挿入方向の第 1 の基端

50

部まで前記光信号を光伝送し、前記光信号または前記光信号を光電変換した第1の映像電気信号からなる第1の映像信号を出力する第1の映像信号伝送部と、前記第1の撮像素子の制御信号を含む前記本体部からの第1の非映像電気信号を前記第1の基端部から前記第1の撮像素子までメタル伝送する第1の信号伝送部と、を有する第1の挿入部と、

管状の外形を有し、挿入方向の第2の先端部に配置された第2の撮像素子と、前記第2の撮像素子の映像出力信号を挿入方向の第2の基端部まで第2の映像信号としてメタル伝送する第2の映像信号伝送部と、前記第2の撮像素子の制御信号を含む前記本体部からの第2の非映像電気信号を前記第2の基端部から前記第2の先端部までメタル伝送する第2の信号伝送部と、を有する第2の挿入部と、

前記本体部に設けられた本体部コネクタと、

前記第1の挿入部の基端に設けられ前記本体部コネクタと着脱可能に接続し、前記本体部コネクタとの接続時に、前記第1の映像信号および前記第1の非映像電気信号の信号伝達を行う第1の挿入部コネクタと、

前記第2の挿入部の基端に設けられ前記本体部コネクタと着脱可能に接続し、前記本体部コネクタとの接続時に、前記第2の映像信号および前記第2の非映像電気信号の信号伝達を行う第2の挿入部コネクタと、

を備え、

前記本体部に前記第1の挿入部または前記第2の挿入部を着脱可能に装着できる、内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置および内視鏡システムに関する。

本願は、2016年1月12日に、日本に出願された特願2016-3610号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

産業分野あるいは医療分野において、内視鏡装置が広く用いられている。

例えば、工業用内視鏡は、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラント等の被検体の内部の傷、腐食等の観察および検査に用いられる。例えば、医療用内視鏡は、体腔内に細長の挿入部を挿入することによって体腔内臓器等を観察するために用いられる。医療用内視鏡は、必要に応じ処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置を行うためにも用いられる。

このような内視鏡装置に必要な挿入長さは、検査対象によって様々である。特に、工業用内視鏡における挿入長さは、検査対象によって、例えば、1m～30m程度の広範囲にわたる。必要な各挿入長さに対してそれぞれ内視鏡装置を用意しておくことは、検査のコスト増につながる。

そこで、異種の挿入部を交換装着できるようにした内視鏡装置が提案されている。

例えば、特許文献1には、体腔内に挿入され、後端部に内装体の接続部が設けられた挿入部と、挿入部の内装体の接続部が着脱自在に装着される、挿入部の内装体の径以上の径を有する内装体の接続部が設けられた挿入部を作動操作する操作部を有した内視鏡本体と、を具備する医療用の内視鏡装置が記載されている。この内視鏡装置の内視鏡本体は、チャンネルの径および信号線数が異なる異種の挿入部を交換できるように構成されている。挿入部の光伝送路は、照明光を伝送する光伝導用ライトガイドファイバーからなる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2006-116131号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

しかしながら、上記のような従来技術には、以下のような問題がある。

特許文献 1 に記載の内視鏡装置は、異種の挿入部が接続されるが、挿入部の長さを変え
ることは記載されていない。

挿入部が長くなると、挿入部内の配線も長くなるため、撮像素子からの映像出力信号が
減衰したり、外部ノイズの混入が多くなったりするという問題がある。

近年は、内視鏡装置の高解像度化が強く望まれているため、撮像素子の映像出力信号の
周波数が高くなる傾向にある。このため、信号線の長さが、例えば、30mになると、映
像出力信号の伝送が困難になってしまう場合がある。

挿入部内の信号伝送を、すべて光信号で行うことも考えられるが、光伝送路の構成は、
メタル伝送路よりも高価であるため、高価な装置になってしまうという問題がある。

10

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、光伝送路を有する挿入部と
、メタル伝送路のみを有する挿入部とが交換可能な内視鏡装置および内視鏡システムを提
供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

上記の課題を解決するために、本発明の第 1 の態様の内視鏡装置は、本体部と、管状の
外形を有し、挿入方向の第 1 の先端部に配置された第 1 の撮像素子と、前記第 1 の撮像素
子の映像出力信号を前記第 1 の先端部で光信号に変換して挿入方向の第 1 の基端部まで前
記光信号を光伝送し、前記光信号または前記光信号を光電変換した第 1 の映像電気信号か
らなる第 1 の映像信号を出力する第 1 の映像信号伝送部と、前記第 1 の撮像素子の制御信
号を含む前記本体部からの第 1 の非映像電気信号を前記第 1 の基端部から前記第 1 の撮像
素子までメタル伝送する第 1 の信号伝送部と、を有する第 1 の挿入部と、前記本体部に設
けられた本体部コネクタと、前記第 1 の挿入部の基端に設けられ前記本体部コネクタと着
脱可能に接続する第 1 の挿入部コネクタとからなり、前記本体部コネクタと前記第 1 の挿
入部コネクタとの接続時に、前記第 1 の映像信号および前記第 1 の非映像電気信号の信号
伝達を行うコネクタ部と、を備える。

20

【 0 0 0 7 】

本発明の第 2 の態様の内視鏡システムは、本体部と、管状の外形を有し、挿入方向の第
1 の先端部に配置された第 1 の撮像素子と、前記第 1 の撮像素子の映像出力信号を前記第
1 の先端部で光信号に変換して挿入方向の第 1 の基端部まで前記光信号を光伝送し、前記
光信号または前記光信号を光電変換した第 1 の映像電気信号からなる第 1 の映像信号を
出力する第 1 の映像信号伝送部と、前記第 1 の撮像素子の制御信号を含む前記本体部から
の第 1 の非映像電気信号を前記第 1 の基端部から前記第 1 の撮像素子までメタル伝送する
第 1 の信号伝送部と、を有する第 1 の挿入部と、管状の外形を有し、挿入方向の第 2 の先
端部に配置された第 2 の撮像素子と、前記第 2 の撮像素子の映像出力信号を挿入方向の第
2 の基端部まで第 2 の映像信号としてメタル伝送する第 2 の映像信号伝送部と、前記第 2 の
撮像素子の制御信号を含む前記本体部からの第 2 の非映像電気信号を前記第 2 の基端部
から前記第 2 の先端部までメタル伝送する第 2 の信号伝送部と、を有する第 2 の挿入部と、
前記本体部に設けられた本体部コネクタと、前記第 1 の挿入部の基端に設けられ前記本
体部コネクタと着脱可能に接続し、前記本体部コネクタとの接続時に、前記第 1 の映像信号
および前記第 1 の非映像電気信号の信号伝達を行う第 1 の挿入部コネクタと、前記第 2 の
挿入部の基端に設けられ前記本体部コネクタと着脱可能に接続し、前記本体部コネクタと
の接続時に、前記第 2 の映像信号および前記第 2 の非映像電気信号の信号伝達を行う第 2
の挿入部コネクタと、を備え、前記本体部に前記第 1 の挿入部または前記第 2 の挿入部を
着脱可能に装着できる。

30

40

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明の内視鏡装置および内視鏡システムによれば、光伝送路を有する挿入部と、メタ

50

ル伝送路を有する挿入部とが交換可能になるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の第1の挿入部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。

【図3】本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の本体部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。

【図4】本発明の第1の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第2の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。

【図5】本発明の第1の実施形態の内視鏡システムの第2の挿入部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。

【図6】本発明の第2の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。

【図7】本発明の第2の実施形態の内視鏡装置の本体部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。

【図8】本発明の第2の実施形態の内視鏡装置の第1の挿入部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。

【図9】本発明の第2の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第2の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。

【図10】本発明の第3の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。

【図11】本発明の第3の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第2の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。

【図12】本発明の第4の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。

【図13】本発明の第4の実施形態の内視鏡装置のデジタル信号生成部の構成例を示すブロック図である。

【図14】本発明の第4の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第2の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下では、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。すべての図面において、実施形態が異なる場合であっても、同一または相当する部材には同一の符号を付し、共通する説明は省略する。

【0011】

[第1の実施形態]

本発明の第1の実施形態の内視鏡装置および内視鏡システムについて説明する。

図1は、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。図2は、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の第1の挿入部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。図3は、本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の本体部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。

【0012】

図1に示すように、本実施形態の内視鏡装置101は、第1の挿入部2と本体部1とを備える。内視鏡装置101は被検体の内部に挿入されている。内視鏡装置101は少なくとも被検体の内部の映像を取得する。被検体の種類は特に限定されない。例えば、内視鏡装置101の検査対象である被検体は、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラント等の産業用機器であってもよいし、生体であってもよい。

【0013】

第1の挿入部2は、内視鏡装置101において被検体に挿入される装置部分である。第1の挿入部2は、屈曲可能な細長い管状である。第1の挿入部2の長さは、被検体の開口から検査位置までの長さに応じて適宜の長さとすることができる。本実施形態では、一例として、第1の挿入部2の全長は、約30mである。

第 1 の挿入部 2 における挿入方向の先端には、先端部 2 a (第 1 の先端部) が設けられている。

先端部 2 a は、対物レンズ 5 6、C M O S 撮像素子 5 1 (第 1 の撮像素子)、発振器 5 2、V C S E L (Vertical Cavity Surface Emitting Laser) ドライバ 6 3、V C S E L 6 2、照明光源 5 5、およびサーミスタ 5 4 を備える。

図 1 では、図示が省略されているが、先端部 2 a には、被検体からの光を入射させるため、光透過性の受光窓と、後述する照明光源 5 5 からの光を出射する照明窓とが設けられている。

【 0 0 1 4 】

対物レンズ 5 6 は、先端部 2 a に入射する光を像面に結像する。対物レンズ 5 6 は、先端部 2 a に設けられた図示略の受光窓に対向して配置されている。

【 0 0 1 5 】

C M O S 撮像素子 5 1 は、被検体からの光を光電変換する。C M O S 撮像素子 5 1 の撮像面は、対物レンズ 5 6 の像面に配置されている。

C M O S 撮像素子 5 1 は、後述する本体部 1 から送出される C M O S 制御信号に基づいて、受光光の光電変換を行い、差動信号として映像出力信号 S i を出力する。

C M O S 制御信号の個数は、C M O S 撮像素子 5 1 の種類によっても異なる。図 1 には、一例として C M O S 制御信号 S C L (Serial CLock)、S D A (Serial DAta) (第 1 の非映像電気信号) が示されている。C M O S 制御信号の個数は、3 個以上であってもよい。

C M O S 制御信号 S C L、S D A は、後述する本体部 1 で生成され、C M O S 撮像素子 5 1 に接続された接続ケーブル M 1 (第 1 の信号伝送部) を通して C M O S 撮像素子 5 1 にメタル伝送される。

【 0 0 1 6 】

発振器 5 2 は、C M O S 撮像素子 5 1 に駆動クロックを供給する。発振器 5 2 としては、例えば、水晶発振器が用いられてもよい。

【 0 0 1 7 】

V C S E L ドライバ 6 3 は、C M O S 撮像素子 5 1 から出力された差動信号を、後述する V C S E L 6 2 を駆動する駆動信号に変換する。

V C S E L 6 2 は、V C S E L ドライバ 6 3 から送出される駆動信号に基づいて変調されたレーザ光である光信号 L を出射する。V C S E L 6 2 から出射される光信号 L は、第 1 の挿入部 2 の先端部 2 a から基端部 2 b (第 1 の基端部) まで延ばされた光ファイバ 6 1 (第 1 の映像信号伝送部) の先端に光結合される。

光ファイバ 6 1 の基端は、第 1 の挿入部 2 の基端 2 c に配置された第 1 の挿入部光コネクタ 6 0 (第 1 の挿入部コネクタ、コネクタ部) に連結されている。

【 0 0 1 8 】

照明光源 5 5 は、後述する本体部 1 から送出される駆動信号に基づいて、被検体内部を照明する照明光を発生する。照明光源 5 5 で発生した照明光は、先端部 2 a の照明窓 (図示略) を通して、先端部 2 a の外部に出射される。

照明光源 5 5 としては、例えば、L E D が用いられてもよい。

照明光源 5 5 に対する駆動信号は、後述する本体部 1 で生成される。照明光源 5 5 に対する駆動信号は、接続ケーブル M 3 を通して照明光源 5 5 にメタル伝送される。

【 0 0 1 9 】

サーミスタ 5 4 は、先端部 2 a 内の温度を検出する温度センサである。サーミスタ 5 4 の検出温度を表すサーミスタ信号 T h は、接続ケーブル M 2 を介して、後述する本体部 1 にメタル伝送される。

【 0 0 2 0 】

接続ケーブル M 1、M 2、M 3 は、先端部 2 a から基端部 2 b に向けて第 1 の挿入部 2 の内部に挿通されている。接続ケーブル M 1、M 2、M 3 の基端は、第 1 の挿入部 2 の基端 2 c に配置された第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 (第 1 の挿入部コネクタ、コネクタ部

10

20

30

40

50

）に電氣的に接続されている。

接続ケーブル M 1、M 2、M 3 は、例えば、複合同軸ケーブルからなる。

【 0 0 2 1 】

第 1 の挿入部 2 の基端部 2 b には、スコープ検知部 5 3 が配置されている。

スコープ検知部 5 3 は、スコープ検知信号 S 5 3 を形成する装置部分である。スコープ検知信号 S 5 3 は、第 1 の挿入部 2 の種類を後述する本体部 1 に検知させる。スコープ検知部 5 3 の信号線は、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 に配線されている。

本実施形態では、スコープ検知信号 S 5 3 は、少なくとも、映像出力信号 S i が光信号 L として光伝送されるという情報を伝達できる。スコープ検知信号 S 5 3 は、これ以外にも、例えば、第 1 の挿入部 2 の長さ、第 1 の挿入部 2 の型式などの検知が可能な情報を伝達できてもよい。本実施形態では、スコープ検知信号 S 5 3 には、C M O S 撮像素子 5 1 と基端部 2 b との間の複合同軸ケーブルの長さあるいはこの長さに対応する第 1 の挿入部 2 の長さ（以下、「非映像電気信号の伝送路長さ」という）に関する情報が含まれる。

ここで、非映像電気信号の伝送路長さに関する情報は、長さ自体でなくてもよい。

例えば、本体部 1 に装着して内視鏡装置を構成できる挿入部の長さのラインナップが、n 個（ただし、n は 2 以上の整数）の異なる長さに限られている場合に、それぞれ長さを、第 1 の長さ、...、第 n の長さ等のように、段階的に区別できる情報でもよい。

あるいは、第 1 の挿入部 2 の種類が、非映像電気信号の伝送路長さと一対一に対応して予め決められた識別番号等で表される場合には、識別番号等が間接的に非映像電気信号の伝送路長さに関連する情報を表している。

各情報に対する非映像電気信号の伝送路長さの具体的な値は、例えば、後述する記憶部 4 3 に記憶されていてもよい。本実施形態では、後述するように、非映像電気信号の伝送路長さに関連する情報は、制御信号ドライブ回路 1 1 のドライブ処理のパラメータの設定に用いられる。このため、非映像電気信号の伝送路長さに関連する情報は、パラメータと一対一に対応する情報であってもよい。

【 0 0 2 2 】

スコープ検知部 5 3 における信号形成手段は特に限定されない。スコープ検知部 5 3 は、スコープ検知信号 S 5 3 を発信する構成でもよいし、スコープ検知信号 S 5 3 が本体部 1 によって読み取り可能に保持された構成でもよい。例えば、スコープ検知部 5 3 は、E E P R O M (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory) などの不揮発性メモリに、スコープ検知信号 S 5 3 がデータとして格納された構成でもよい。この場合、後述する本体部 1 との接続時に、本体部 1 によって、不揮発メモリに格納されたスコープ検知信号 S 5 3 としてのデータが読み込まれるようにする。

【 0 0 2 3 】

ここで、図 2 を参照して、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 における信号配列の一例について説明する。

図 2 に示すように、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 は、例えば、20 端子のコネクタである。第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 には、電源と G N D とを除く 10 端子に信号線が配線されている。

「C M O S 出力信号 + (-)」端子は、C M O S 撮像素子 5 1 の映像出力信号 S i の差動信号に対応する信号の入力信号端子である。ただし、第 1 の挿入部 2 では、映像出力信号 S i は光信号 L に変換されるため、「C M O S 出力信号 + (-)」端子は、第 1 の挿入部 2 との接続時には、使用されない。

「C M O S 制御信号 (S C L)」端子および「C M O S 制御信号 (S D A)」端子は、それぞれ C M O S 撮像素子 5 1 に対する C M O S 制御信号 S C L、S D A の入出力信号端子である。

「スコープ検知信号 1 (2、3)」端子は、スコープ検知部 5 3 からの 3 ビットのスコープ検知信号 S 5 3 の出力信号端子である。

「サーミスタ信号」端子は、サーミスタ 5 4 からのサーミスタ信号 T h の出力信号端子である。

10

20

30

40

50

「照明駆動信号 + (-)」は、後述する本体部 1 で発生される駆動信号を照明光源 5 5 に伝送する端子である。

【 0 0 2 4 】

図 1 に示すように、第 1 の挿入部 2 において、先端部 2 a の基端側には、先端部 2 a の向きを変更する湾曲機構 7 1 が設けられている。

湾曲機構 7 1 の詳細の図示は省略するが、内視鏡装置における周知の機構を用いることができる。

例えば、湾曲機構 7 1 には、第 1 の挿入部 2 の長手方向に直交する 2 軸方向に向かって交互に傾動可能に接続された湾曲駒の内部に 4 本のアングルワイヤが挿通されている。

各アングルワイヤの先端部は、湾曲機構 7 1 の先端（先端部 2 a の基端）のワイヤ固定部に固定されている。各アングルワイヤは、湾曲駒の傾動方向に対応する 2 軸方向において互いに対向して配置され、第 1 の挿入部 2 の内部を通して、基端部 2 b まで延ばされている。各アングルワイヤは、湾曲機構 7 1 よりも基端側の第 1 の挿入部 2 内では、コイルシースに挿通されている。

基端部 2 b における各コイルシースから延出された各アングルワイヤは、第 1 の挿入部 2 の基端 2 c に配置されたワイヤ連結部 7 0 に固定されている。

【 0 0 2 5 】

ワイヤ連結部 7 0 は、後述する本体部 1 におけるワイヤ連結部 3 0 と着脱可能に連結する装置部分である。ワイヤ連結部 7 0 は、ワイヤ連結部 3 0 との連結時に、後述する本体部 1 によるワイヤ連結部 3 0 の駆動量に応じて、各アングルワイヤを第 1 の挿入部 2 の長手方向に牽引する。

【 0 0 2 6 】

本体部 1 は、被検体の外部に配置される。

本体部 1 は、第 1 の挿入部 2 の基端 2 c と当接可能な端部に、本体部光コネクタ 2 0（本体部コネクタ、コネクタ部）、本体部電気コネクタ 1 0（本体部コネクタ、コネクタ部）、およびワイヤ連結部 3 0 を備える。

本体部光コネクタ 2 0、本体部電気コネクタ 1 0、およびワイヤ連結部 3 0 は、第 1 の挿入部 2 の第 1 の挿入部光コネクタ 6 0、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0、およびワイヤ連結部 7 0 と、それぞれ着脱可能に接続される。

【 0 0 2 7 】

本体部 1 は、本体部光コネクタ 2 0 に送出される光信号 L の処理を行うために、フォトダイオード（以下、PD と略記する）2 1、トランスインピーダンスアンプ（以下、TIA と略記する）2 2、切替回路 2 3、リミッティングアンプ 2 4、および A / D 変換部 2 5 をさらに備える。

【 0 0 2 8 】

PD 2 1 は、本体部光コネクタ 2 0 に入射した光信号 L を光電変換する光電変換素子である。

TIA 2 2 は、PD 2 1 の出力電流を電流 / 電圧変換する。TIA 2 2 によって生成された光信号 L に対応する電圧信号は、切替回路 2 3 に送出される。

切替回路 2 3 は、TIA 2 2 に接続された第 1 の入力ポートと、本体部電気コネクタ 1 0 からの配線 m 4 に接続された第 2 の入力ポートとを有する。切替回路 2 3 は、第 1 の入力ポートおよび第 1 の入力ポートに入力された信号を、後述するシステム制御部 4 0 からの制御信号に基づいて選択的に切り替えて、出力ポートに出力する。

リミッティングアンプ 2 4 は、切替回路 2 3 から出力される信号の各周波数に対して一律に高いゲインを与え、アイパターンが開くようにする。リミッティングアンプ 2 4 によって増幅された信号は、A / D 変換部 2 5 に送出される。

A / D 変換部 2 5 は、リミッティングアンプ 2 4 からの送出された信号を A / D 変換して、デジタルデータを生成する。A / D 変換部 2 5 によって生成されたデジタルデータを後述する画像処理部 1 3 に送出する。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

本体部 1 は、画像処理部 1 3、制御信号ドライブ回路 1 1、および照明駆動部 1 2 をさらに備える。

【0030】

画像処理部 1 3 は、後述するシステム制御部 4 0 および制御信号ドライブ回路 1 1 と通信可能に接続されている。画像処理部 1 3 は、システム制御部 4 0 からの制御信号に基づいて、CMOS 撮像素子 5 1 の駆動制御と、A/D 変換部 2 5 から送出されたデジタルデータの画像処理と、を行う。

【0031】

画像処理部 1 3 は、後述するシステム制御部 4 0 から撮像を開始する制御信号が送出されると、制御信号ドライブ回路 1 1 に制御信号を送出して、制御信号ドライブ回路 1 1 による CMOS 撮像素子 5 1 の駆動制御を開始させる。

10

制御信号ドライブ回路 1 1 は、配線 m 1 を介して、本体部電気コネクタ 1 0 と電氣的に接続されている。

制御信号ドライブ回路 1 1 は、本体部電気コネクタ 1 0、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 を介して、CMOS 撮像素子 5 1 と通信を行う。制御信号ドライブ回路 1 1 は、CMOS 撮像素子 5 1 に CMOS 制御信号 SCL、SDA を送出する。

その際、制御信号ドライブ回路 1 1 は、CMOS 制御信号 SCL、SDA に、非映像電気信号の伝送路長さに応じたドライブ処理を施す。このため、第 1 の挿入部 2 の種類に応じて、非映像電気信号の伝送路長さに応じた信号強度を有する CMOS 制御信号 SCL、SDA が生成される。非映像電気信号の伝送路長さの情報またはこれに対応するドライブ

20

処理の切り替え指示は、後述するシステム制御部 4 0 からの制御信号によって与えられる。

【0032】

画像処理部 1 3 が行う、上述のデジタルデータに対する画像処理としては、撮像装置において周知の信号処理、例えば、ホワイトバランス、ガンマ補正、輪郭補正、電子ズーム、色補正、コントラスト補正、AE（自動露出）制御等の信号処理が含まれる。

画像処理された映像信号は、後述するシステム制御部 4 0 内の画像制御部 4 1 に送出される。

【0033】

照明駆動部 1 2 は、システム制御部 4 0 と通信可能に接続されている。照明駆動部 1 2 は、システム制御部 4 0 からの制御信号に基づいて、照明光源 5 5 の駆動信号を生成する。照明駆動部 1 2 は、生成された駆動信号によって、照明光源 5 5 の点灯または消灯の制御を行う。照明光源 5 5 が輝度変更できる場合には、照明駆動部 1 2 は、照明光源 5 5 の輝度制御を行ってもよい。

30

照明駆動部 1 2 が生成する駆動信号は、配線 m 3 を介して、本体部電気コネクタ 1 0 に送出される。

【0034】

ここで、図 3 を参照して、本体部電気コネクタ 1 0 における信号配列の一例について説明する。

図 3 に示すように、本体部電気コネクタ 1 0 は、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 の各端子と同様の端子を備えている。本体部電気コネクタ 1 0 は、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 の各端子と一対一に接続可能な電気コネクタである。

40

「CMOS 出力信号 + (-)」端子は、配線 m 4 を介して切替回路 2 3 の第 1 の入力ポートに配線されている。

「CMOS 制御信号 (SCL)」端子および「CMOS 制御信号 (SDA)」端子は、配線 m 1 を介して制御信号ドライブ回路 1 1 に配線されている。

「スコープ検知信号 1 (2、3)」端子は、配線 m 5 を介してシステム制御部 4 0 に配線されている。

「サーミスタ信号」端子は、配線 m 2 を介してシステム制御部 4 0 に配線されている。

「照明駆動信号 + (-)」端子は、配線 m 3 を介して照明駆動部 1 2 に配線されている

50

。

【 0 0 3 5 】

図 1 に示すように、本体部 1 は、湾曲制御部 3 3、第 1 のモータ 3 1、および第 2 のモータ 3 2 をさらに備える。

湾曲制御部 3 3 は、第 1 のモータ 3 1、第 2 のモータ 3 2、およびシステム制御部 4 0 と通信可能に接続されている。湾曲制御部 3 3 は、システム制御部 4 0 からの制御信号に基づいて、第 1 のモータ 3 1 および第 2 のモータ 3 2 の動作を制御する。

第 1 のモータ 3 1 および第 2 のモータ 3 2 は、湾曲制御部 3 3 によって駆動されることで、ワイヤ連結部 3 0、7 0 を介して連結された図示略のアングルワイヤを牽引する。これにより、アングルワイヤの牽引量に応じて、湾曲機構 7 1 が 2 軸方向に湾曲する。

10

例えば、第 1 のモータ 3 1 および第 2 のモータ 3 2 は、それぞれ、上下方向および左右方向の湾曲を操作するアングルワイヤに連結されている。

【 0 0 3 6 】

本体部 1 は、システム制御部 4 0 および記憶部 4 3 をさらに備える。

システム制御部 4 0 は、内視鏡装置 1 0 1 全体の動作制御を行う装置部分である。

システム制御部 4 0 は、上述した画像処理部 1 3、本体部電気コネクタ 1 0、照明駆動部 1 2、および湾曲制御部 3 3 の他、ユーザーインタフェース 4、記憶部 4 3、表示部 5、および記憶媒体 6 と接続されている。

【 0 0 3 7 】

ユーザーインタフェース 4 は、操作者が、内視鏡装置 1 0 1 に対する操作入力を行うため、図示略のジョイスティック、操作スイッチ、操作ボタンなど適宜の操作部を備える。ユーザーインタフェース 4 は、これら操作部による操作入力に応じた制御信号をシステム制御部 4 0 に送出する。

20

システム制御部 4 0 は、本体部 1 に第 1 の挿入部 2 または後述する第 2 の挿入部 2 0 2 が接続された状態で、ユーザーインタフェース 4 から操作入力等に応じて、各装置部分の動作を制御する。

【 0 0 3 8 】

記憶部 4 3 は、ユーザーインタフェース 4 の操作入力、画像処理部 1 3 の制御における画像処理パラメータ、湾曲機構 7 1 の湾曲に関する制御パラメータなど、ユーザー操作により変更される各種パラメータを記憶できるように構成されている。記憶部 4 3 には、非映像電気信号の伝送路長さと制御信号ドライブ回路 1 1 のドライブ処理のパラメータとの関係が記憶されている。

30

システム制御部 4 0 は、記憶部 4 3 に記憶された各種パラメータを必要に応じて記憶部 4 3 から読み出すことができる。

【 0 0 3 9 】

表示部 5 は、システム制御部 4 0 の制御信号に基づいて、種々の画像表示を行う。表示部 5 が行う画像表示には、例えば、操作入力等に必要な情報、画像処理部 1 3 によって画像処理された映像、静止画像などが含まれる。

表示部 5 の装置構成は特に限定されない。例えば、表示部 5 には、LCD パネルが用いられてもよい。

40

【 0 0 4 0 】

記憶媒体 6 は、システム制御部 4 0 の制御信号に基づいて、画像処理部 1 3 によって画像処理された動画像、静止画像などの映像を記憶する。

【 0 0 4 1 】

システム制御部 4 0 が行う動作制御の例としては、照明光源 5 5 の点灯 / 消灯制御、切替回路 2 3 の切替制御、CMOS 撮像素子 5 1 の撮像動作の制御、映像データの記録の制御、湾曲機構 7 1 の湾曲制御、温度検知制御が挙げられる。

【 0 0 4 2 】

照明光源 5 5 の点灯 / 消灯制御は、ユーザーインタフェース 4 からの点灯、消灯等の操作入力に応じて行われる。ユーザーインタフェース 4 から点灯（消灯）の操作入力がある

50

れると、システム制御部 40 は、照明駆動部 12 に点灯（消灯）の制御信号を送出する。

なお、ユーザーインタフェース 4 から撮像開始の操作入力が行われると、システム制御部 40 は、後述する撮像動作の制御を開始するとともに、自動的に照明駆動部 12 に点灯の制御信号を送出する。

【0043】

切替回路 23 の切替制御は、第 1 の挿入部 2 または後述する第 2 の挿入部 202 が本体部 1 に装着された状態で電源がオンされると、直ちに行われる。

システム制御部 40 は、スコープ検知部 53 のスコープ検知信号 S53 を検知すると、スコープ検知信号 S53 を解析することによって本体部 1 の接続相手における映像出力信号 Si の信号伝送形態を検知する。

システム制御部 40 は、第 1 の挿入部 2 のように映像出力信号 Si が光信号 L として光伝送されることを検知すると、切替回路 23 の入力ポートを第 1 の入力ポートに切り替える制御信号を切替回路 23 に送出的る。

システム制御部 40 は、後述する第 2 の挿入部 202 のように映像出力信号 Si が電気信号としてメタル伝送されることを検知すると、切替回路 23 の入力ポートを第 2 の入力ポートに切り替える制御信号を切替回路 23 に送出的る。

【0044】

CMOS 撮像素子 51 の撮像動作の制御は、ユーザーインタフェース 4 から操作入力に応じて、システム制御部 40 が画像処理部 13 に制御信号を送出することによって行われる。

ユーザーインタフェース 4 から操作入力としては、例えば、撮像開始操作、撮像停止操作、ズーム操作、および輝度調整操作などが可能である。

画像処理部 13 は、制御信号ドライブ回路 11 に操作入力に対応した制御信号を送出することによって CMOS 撮像素子 51 の動作を開始させる。

画像処理部 13 は、CMOS 撮像素子 51 から送出的る映像信号のうち切替回路 23 の出力ポートから出力され、さらにリミッティングアンプ 24、A/D 変換部 25 によって増幅および A/D 変換された映像データの取得を開始する。

取得された映像データは、システム制御部 40 の画像制御部 41 に送出的る。

【0045】

システム制御部 40 における画像制御部 41 は、画像処理部 13 から送出的る映像データの表示制御と、後述する映像データの記録制御とを行う。

画像処理部 13 から送出的る映像データは、画像制御部 41 によって表示制御部 42 に送出的る。

表示制御部 42 は、映像データに、表示部 5 に表示するために必要な信号処理を施して、表示部 5 に送出的る。表示制御部 42 が行う信号処理としては、表示部 5 の表示特性および表示仕様に合わせたガンマ補正、スケーリング、RGB 変換等が挙げられる。

【0046】

映像データの記録の制御は、ユーザーインタフェース 4 からの操作入力に応じて行われる。ユーザーインタフェース 4 からは、画像記録操作として、例えば、フリーズ、静止画記録、動画記録の操作が可能である。

フリーズ操作は、表示部 5 に現在表示されている映像を静止画像として表示部 5 に表示させる操作である。

静止画記録操作は、取得した映像信号のフレーム画像を静止画として取得し、記憶媒体 6 に記録する操作である。静止画記録操作は、フリーズ操作に引き続いて行われてもよい。

動画記録操作は、ユーザーインタフェース 4 から記録開始と記録終了とを操作入力することにより、記録開始時から記録終了時までの動画データを、記憶媒体 6 に記憶させる操作である。

【0047】

湾曲制御は、例えば、ユーザーインタフェース 4 に含まれるジョイスティックの操作に

10

20

30

40

50

基づいて行われる。ジョイスティックが操作されると、システム制御部 40 は、ジョイスティックの 2 方向における操作量を解析することによってそれぞれの操作量に対応する湾曲量を湾曲方向毎に算出する。システム制御部 40 は、算出した湾曲量の情報を湾曲制御部 33 に送出する。湾曲制御部 33 は、受信した湾曲量の情報に対応するワイヤ牽引が行われるように、第 1 のモータ 31 および第 2 のモータ 32 を駆動する。これにより、ジョイスティックの操作に対応して、湾曲機構 71 が湾曲される。

【0048】

温度検知制御は、配線 m2 を通してシステム制御部 40 が受信したサーミスタ信号 Th に基づいて行われる。記憶部 43 には、本体部 1 に装着可能な挿入部の許容温度が記憶されている。システム制御部 40 は、サーミスタ信号 Th を受信すると、サーミスタ信号 Th を温度に換算して、表示部 5 に表示させる制御を行う。

10

さらに、システム制御部 40 は、検知温度が所定の許容温度に近づいた場合や、許容温度を越える場合に、表示部 5 に警告メッセージを表示させる制御を行う。

【0049】

システム制御部 40 の装置構成は、CPU、メモリ、入出力インターフェース、外部記憶装置などからなるコンピュータからなり、これにより上記のような各種の制御信号を生成する適宜の制御プログラムが実行されるようになっている。

【0050】

内視鏡装置 101 の動作について、信号伝送を中心として説明する。

図 1 に示すように、内視鏡装置 101 においては、第 1 の挿入部 2 および本体部 1 が、第 1 の挿入部光コネクタ 60、第 1 の挿入部電気コネクタ 50、およびワイヤ連結部 70 と、本体部光コネクタ 20、第 1 の挿入部電気コネクタ 50、およびワイヤ連結部 30 とにおいて、それぞれ互いに接続されて構成されている。

20

本体部 1 のシステム制御部 40 は、第 1 の挿入部 2 におけるスコープ検知部 53 のスコープ検知信号 S53 を検知することによって、第 1 の挿入部 2 の種類を検知する。このため、システム制御部 40 は、記憶部 43 に記憶された各種の制御パラメータに基づいて、第 1 の挿入部 2 の種類に合わせて第 1 の挿入部 2 の制御を行うことができる。

システム制御部 40 は、内視鏡装置 101 においては、スコープ検知信号 S53 によって、第 1 の挿入部 2 が映像出力信号 Si を光信号 L として光伝送することを検知する。このため、システム制御部 40 は、切替回路 23 の入力ポートを第 1 の入力ポートに切り替える。

30

【0051】

操作者がユーザーインタフェース 4 から操作入力を行うと、システム制御部 40 は、操作入力に対応した動作制御を行う。

例えば、操作者が照明光源 55 の点灯および CMOS 撮像素子 51 による撮像開始の操作入力を行うと、システム制御部 40 は、照明光源 55 の点灯および CMOS 撮像素子 51 の撮像開始を行うための制御信号を、それぞれ照明駆動部 12 と、画像処理部 13 とに送出する。

これにより、照明駆動部 12 からは、点灯を行う照明駆動信号が、配線 m3、接続ケーブル M3 を通して、照明光源 55 にメタル伝送される。照明駆動信号は、CMOS 撮像素子 51 から出力される映像出力信号 Si に比べると格段に低周波であるため、例えば、30m 以上の距離をメタル伝送されても、ほとんど減衰することはない。

40

【0052】

画像処理部 13 からは、制御信号ドライブ回路 11 に制御信号が送出され、制御信号ドライブ回路 11 によって、CMOS 撮像素子 51 の撮像を行うための CMOS 制御信号 SCL、SDA が生成される。CMOS 制御信号 SCL、SDA は、配線 m1、配線ケーブル M1 を通して、CMOS 撮像素子 51 にメタル伝送される。

CMOS 制御信号 SCL、SDA は、CMOS 撮像素子 51 から出力される映像出力信号 Si に比べると低周波であるため、そもそも信号減衰は少ない。特に、本実施形態では、CMOS 制御信号 SCL、SDA は、制御信号ドライブ回路 11 によって非映像電気信

50

号の伝送路長さに応じてドライブ処理されるため、CMOS撮像素子51において、適正な信号レベルが保持される。

さらに、本実施形態では、CMOS制御信号SCL、SDAよりも高周波となるCMOS撮像素子51の駆動クロックは、先端部2aに配された発振器52からCMOS撮像素子51に供給される。このため、駆動クロックの伝送距離は数mm程度である。この結果、駆動クロックは信号劣化することなく、CMOS撮像素子51に供給される。

【0053】

第1の挿入部2におけるサーミスタ54からは、サーミスタ信号Thが第1の挿入部電気コネクタ50、本体部電気コネクタ10を介して本体部1にメタル伝送される。サーミスタ信号Thは、例えば、30m以上の距離をメタル伝送されても、ほとんど減衰することはない。

10

【0054】

CMOS撮像素子51からの映像出力信号Siは、多数の画素ごとの画像信号をシリアル通信によって伝送するため、解像度が高くなるほど、高周波の信号となる。このため、例えば、30m以上の長さを有する配線ケーブルを通してメタル伝送すると、信号波形が著しく劣化するおそれがある。さらに、メタル伝送される過程で、外部ノイズを拾いやすくなるため、S/N比が悪化するおそれがある。

本実施形態では、先端部2aにおいて、CMOS撮像素子51の近傍に、VCSELドライバ63、VCSEL62を配置して、映像出力信号SiをVCSEL62によって、VCSEL62の駆動信号に変換する。VCSEL62は、VCSELドライバ63から

20

の駆動信号に応じて、レーザ光を発生し、光信号Lを出射する。

光信号Lは、VCSEL62に対向して配置された光ファイバー61に光結合されて、基端部2bの第1の挿入部光コネクタ60まで、第1の挿入部2内で光伝送される。

第1の挿入部2内で映像出力信号Siがメタル伝送されるのは先端部2a内の数mm程度の長さであるため、ほとんど信号劣化することなく光信号Lへの信号変換が行われる。

【0055】

映像出力信号Siは、第1の挿入部2の内部のほとんどの長さを、光信号Lとして光伝送されるため、例えば、第1の挿入部2の長さが30m程度である場合、ほとんど信号劣化することなく信号伝送される。光信号Lは、光伝送されるため、外部ノイズの混入が防止される。

30

【0056】

第1の挿入部光コネクタ60に到達した光信号Lは、本体部光コネクタ20に光結合され、本体部1内のPD21に入射する。

PD21は、光信号Lを光電変換してTIA22に送出する。TIA22は、光電変換された電流信号を電圧信号に変換する。TIA22によって変換された電圧信号は、切替回路23の第1の入力ポートから出力ポートを通して、リミッティングアンプ24に送出される。

リミッティングアンプ24は、切替回路23から出力される信号の各周波数に対して一律に高いゲインを与え、アイパターンが開くようにする。これによって、本体部1内でS/N比が低下しても、S/N比の高い信号が回復される。

40

リミッティングアンプ24によって増幅された信号は、A/D変換部25に送出される。

A/D変換部25は、リミッティングアンプ24からの送出された信号をA/D変換して、より安定したデジタルデータを生成する。A/D変換部25によってデジタル化された映像データは、画像処理部13に送出される。

画像処理部13は、映像信号に適宜の画像処理を施して、システム制御部40の画像制御部41に送出する。画像制御部41は、映像データを表示制御部42に送出する。表示制御部42は、映像データに必要な信号処理を施して、表示部5に表示させる。

【0057】

このようにして、内視鏡装置101では、CMOS撮像素子51で撮像された映像出力

50

信号 S_i に基づく映像データが、第 1 の挿入部 2 および本体部 1 内の信号伝送経路による信号劣化や外部ノイズの混入が抑制された状態で、表示部 5 に表示される。

このため、内視鏡装置 101 では、解像度が高い映像を表す映像信号が、例えば、30m 程度の長い伝送路を通して伝送されても、高画質の映像を表示することができる。

【0058】

操作者は、表示部 5 の表示を見て、ユーザーインタフェース 4 に操作入力することで、例えば、フリーズ、静止画記録、動画記録を行うことができる。

さらに、操作者は、ユーザーインタフェース 4 に操作入力することで、ズーム操作や輝度調整を行うことによって、より見易い映像を表示させることができる。

さらに、操作者は、ユーザーインタフェース 4 のジョイスティックを操作することで、湾曲機構 71 を適宜の方向に湾曲させることで、対物レンズ 56 の光軸を被検体内の適宜の方向に向けることができる。

【0059】

図 1 に示すように、本実施形態において、第 1 の挿入部 2 における VCSEL ドライバ 63、VCSEL 62、および光ファイバー 61 は、第 1 の撮像素子の映像出力信号を第 1 の先端部で光信号に変換して挿入方向の第 1 の基端部まで光信号を光伝送し、光信号からなる第 1 の映像信号を出力する第 1 の映像信号伝送部 T_i1 を構成している。

【0060】

内視鏡装置 101 においては、被検体に応じて、第 1 の挿入部 2 を他の挿入部と交換することができる。例えば、被検体の検査位置によって、挿入部の長さがより短くてよい場合には、第 1 の挿入部 2 は全長がより短い挿入部に交換されてもよい。

図 4 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第 2 の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。図 5 は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システムの第 2 の挿入部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。

【0061】

図 4 に示すように、内視鏡装置 102 は、上述した内視鏡装置 101 の第 1 の挿入部 2 に代えて、第 2 の挿入部 202 を備える。

第 2 の挿入部 202 の全長は、第 1 の挿入部 2 よりも短い。第 2 の挿入部 202 は、後述するように映像出力信号 S_i をメタル伝送する。このため、第 2 の挿入部 202 の全長は 10m を越えないことが好ましい。

第 2 の挿入部 202 は、上述した第 1 の挿入部 2 の先端部 2a、光ファイバー 61、および基端部 2b に代えて、それぞれ、先端部 202a (第 2 の先端部)、接続ケーブル 261 (第 2 の映像信号伝送部)、および基端部 202b (第 2 の基端部) を備えて構成される。先端部 202a、基端部 202b は、それぞれの内部構成が、先端部 2a、基端部 2b の内部構成と一部異なる。

以下、第 2 の挿入部 202 について、上述した第 1 の挿入部 2 と異なる点を中心に説明する。

【0062】

先端部 202a の内部構成は、先端部 2a の VCSEL ドライバ 63、VCSEL 62 を削除して構成される。

接続ケーブル 261 は、先端部 202a における CMOS 撮像素子 51 (第 2 の撮像素子) の差動信号である映像出力信号 S_i を基端部 202b にメタル伝送する。接続ケーブル 261 は、先端部 202a における接続ケーブル M1 (第 2 の信号伝送部)、接続ケーブル M2、M3 とともに、複合同軸ケーブルとして構成されている。

接続ケーブル M1 には、先端部 202a の CMOS 撮像素子 51 を制御する CMOS 制御信号 SC_L 、 SD_A (第 2 の非映像電気信号) がメタル伝送される。

先端部 202a における、CMOS 撮像素子 51、発振器 52、および対物レンズ 56 は、第 1 の挿入部 2 と異なる構成が用いられてもよい。例えば、先端部 202a における CMOS 撮像素子 51 の解像度は、第 1 の挿入部 2 における CMOS 撮像素子 51 より低解像度であってもよい。この場合、先端部 202a における発振器 52 の周波数は、第 1

10

20

30

40

50

の挿入部 2 における発振器 5 2 の周波数よりも低周波数でもよい。例えば、先端部 2 0 2 a における対物レンズ 5 6 としては、第 1 の挿入部 2 における対物レンズ 5 6 と画角が異なる対物レンズが用いられてもよい。

以下では、一例として、先端部 2 0 2 a が、第 1 の挿入部 2 と同様の構成の C M O S 撮像素子 5 1、発振器 5 2、および対物レンズ 5 6 を有する場合の例で説明する。

【 0 0 6 3 】

基端部 2 0 2 b の内部構成は、第 1 の挿入部 2 の基端部 2 b における第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0、スコープ検知部 5 3 に代えて、第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0、スコープ検知部 2 5 3 を備える。さらに、基端部 2 0 2 b の内部構成は、第 1 の挿入部光コネクタ 6 0 が削除され、イコライザ 6 4 が追加されて構成されている。

10

【 0 0 6 4 】

第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 は、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 と同様の電気コネクタである。ただし、図 5 に示すように、第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 は、配線 M 2 0 4 (第 2 の映像信号伝送部) を介して「C M O S 出力信号 + (-)」端子に配線されている点が、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 と異なる。

【 0 0 6 5 】

スコープ検知部 2 5 3 は、スコープ検知信号 S 2 5 3 を形成する装置部分である。スコープ検知信号 S 2 5 3 は、第 2 の挿入部 2 0 2 の種類を本体部 1 に検知させる。スコープ検知部 2 5 3 は、形成される信号が異なる以外は、スコープ検知部 5 3 と同様の構成を有する。スコープ検知部 2 5 3 の信号線は、第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 の「スコープ検知信号 1 (2、3)」端子に配線されている。

20

スコープ検知信号 S 2 5 3 は、少なくとも映像出力信号 S i がメタル伝送されるという情報と、メタル伝送路の長さに関する情報とを含んでいる。

【 0 0 6 6 】

イコライザ 6 4 は、接続ケーブル 2 6 1 によって伝送されることで減衰する映像出力信号 S i の周波数ごとの信号レベルが略均一なるように信号レベルを補正する装置部分である。イコライザ 6 4 は、接続ケーブル 2 6 1 の減衰特性に応じて、映像出力信号 S i のより高い周波数成分には高いゲインを、低い周波数成分は低めのゲインを与えることによって、周波数ごとの信号レベルが略均一なるように映像出力信号 S i を補正する。

イコライザ 6 4 によって信号補正された第 2 の映像信号 S o 2 (第 2 の映像信号) は、配線 M 2 0 4 を介して、イコライザ 6 4 の近傍の第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 に送出される。

30

【 0 0 6 7 】

以上説明したように、内視鏡装置 1 0 2 は、映像出力信号 S i を、接続ケーブル 2 6 1 (第 2 の映像信号伝送部) によってメタル伝送する点が、内視鏡装置 1 0 1 と異なる。

以下、内視鏡装置 1 0 2 の動作について、内視鏡装置 1 0 1 と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 6 8 】

図 4 に示すように、第 2 の挿入部 2 0 2 においては、第 2 の挿入部 2 0 2 および本体部 1 が、第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0、およびワイヤ連結部 7 0 と、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0、およびワイヤ連結部 3 0 とにおいて、それぞれ互いに接続されて構成されている。

40

本体部 1 のシステム制御部 4 0 は、第 2 の挿入部 2 0 2 におけるスコープ検知部 2 5 3 のスコープ検知信号 S 2 5 3 を検知することによって、第 2 の挿入部 2 0 2 の種類を検知する。このため、システム制御部 4 0 は、記憶部 4 3 に記憶された各種の制御パラメータに基づいて、第 2 の挿入部 2 0 2 の種類に合わせて第 2 の挿入部 2 0 2 の制御を行うことができる。

システム制御部 4 0 は、内視鏡装置 1 0 2 においては、スコープ検知信号 S 2 5 3 によって、第 2 の挿入部 2 0 2 が、映像出力信号 S i を電気信号としてメタル伝送することを検知する。このため、システム制御部 4 0 は、切替回路 2 3 の入力ポートを第 2 の入力ポ

50

ートに切り替える。

内視鏡装置 102 では、本体部 1 における本体部光コネクタ 20、PD 21、TIA 22 は、使用されない。

【0069】

内視鏡装置 102 の信号の流れは、リミッティングアンプ 24 に送出される信号が、第 2 の挿入部 202 内の接続ケーブル 261 によってメタル伝送され、イコライザ 64 によって信号レベルを補正された第 2 の映像信号 So2 である以外は、内視鏡装置 101 と同様である。

ただし、システム制御部 40 は、第 2 の挿入部 202 において、非映像電気信号の伝送路長さ（接続ケーブル M1 を含む複合同軸ケーブルの長さ）が、第 1 の挿入部 2 の場合とは異なることを検知して、画像処理部 13 に通知する。このため、画像処理部 13 は、第 2 の挿入部 202 の非映像電気信号の伝送路長さに応じたドライブ処理を施すように、制御信号ドライブ回路 11 を制御する。

【0070】

内視鏡装置 102 では、映像出力信号 Si が接続ケーブル 261 によって、先端部 202a から基端部 202b までメタル伝送されるため、基端部 202b では、信号の減衰、S/N 比の低下が生じる。しかし、第 2 の挿入部 202 は基端部 202b にイコライザ 64 を備えるため、本体部 1 に送出される第 2 の映像信号 So2 は、イコライザ 64 によって特に高周波成分における信号の減衰が補正される。このため、第 2 の映像信号 So2 は、リミッティングアンプ 24、A/D 変換部 25 によって、元の映像出力信号 Si と略同様の映像データとして復元される。

このように、内視鏡装置 102 は、映像出力信号 Si を第 2 の挿入部 202 内でメタル伝送しても、高画質の映像を表示することができる。

内視鏡装置 102 は映像出力信号 Si を先端部 202a において光信号 L に信号変換しないため、先端部 202a の内部構成が簡素化、小型化される。

接続ケーブル 261 は、接続ケーブル M1、M2、M3 を含む複合同軸ケーブルで構成することができる。第 2 の挿入部 202 においては、光ファイバー 61 が削除されているため、第 2 の挿入部 202 の外径が低減される。

【0071】

図 4 に示すように、本実施形態において、第 2 の挿入部 202 における接続ケーブル 261、イコライザ 64、および配線 M204 は、第 2 の撮像素子の映像出力信号を挿入方向の第 2 の基端部まで第 2 の映像信号としてメタル伝送する第 2 の映像信号伝送部 Ti2 を構成している。

【0072】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡装置 101 に用いる本体部 1 は、本体部光コネクタ 20 と、本体部電気コネクタ 10 と、切替回路 23 とを備える。本体部電気コネクタ 10 には、第 1 の挿入部電気コネクタ 50 と第 2 の挿入部電気コネクタ 250 とが接続できる。第 1 の挿入部 2 からの映像出力信号 Si は、第 1 の挿入部 2 内で光信号 L に変換されて、本体部光コネクタ 20 を通して本体部 1 に光伝送される。第 2 の挿入部 202 からの映像出力信号 Si は、第 2 の挿入部電気コネクタ 250 および本体部電気コネクタ 10 を介して本体部 1 にメタル伝送される。

本体部コネクタである本体部光コネクタ 20、本体部電気コネクタ 10 と、第 1 の挿入部コネクタである第 1 の挿入部光コネクタ 60、第 1 の挿入部電気コネクタ 50 とは、接続時に、第 1 の映像信号および第 1 の非映像電気信号の信号伝達を行うコネクタ部を構成している。

このため、本体部 1 は、光伝送路を有する挿入部である第 1 の挿入部 2 と、メタル伝送路のみを有する第 2 の挿入部 202 とが交換自在である。本体部 1 は、必要に応じて、接続相手である第 1 の挿入部 2 と第 2 の挿入部 202 とを交換して、被検体の映像を表示したり、記録したりすることができる。

本実施形態における第 1 の挿入部 2、第 2 の挿入部 202、および本体部 1 は、本体部

10

20

30

40

50

１に、第１の挿入部２と第２の挿入部２０２とを交換可能に接続して、それぞれ内視鏡装置１０１、１０２を構成することができる本実施形態の内視鏡システムを構成している。

【００７３】

[第２の実施形態]

本発明の第２の実施形態の内視鏡装置および内視鏡システムについて説明する。

図６は、本発明の第２の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。図７は、本発明の第２の実施形態の内視鏡装置の第１の挿入部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。図８は、本発明の第２の実施形態の内視鏡装置の本体部コネクタにおける信号配列の一例を示す模式図である。図９は、本発明の第２の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第２の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。

10

【００７４】

図６に示すように、本実施形態の内視鏡装置１０１Ａは、上記第１の実施形態の内視鏡装置１０１の第１の挿入部２、本体部１に代えて、それぞれ、第１の挿入部２Ａ、本体部１Ａを備える。

第１の挿入部２Ａは、上記第１の実施形態における第１の挿入部２において、スコープ検知部５３に代えてスコープ検知部５３Ａを備え、ＰＤ２１およびＴＩＡ２２を追加して構成されている。

本体部１Ａは、上記第１の実施形態における本体部１のシステム制御部４０に代えて、システム制御部４０Ａを備え、本体部光コネクタ２０、ＰＤ２１、ＴＩＡ２２、および切替回路２３を削除して構成されている。

20

以下、上記第１の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【００７５】

スコープ検知部５３Ａは、スコープ検知信号Ｓ５３Ａを形成する装置部分である。スコープ検知信号Ｓ５３Ａは、第１の挿入部２Ａの種類を本体部１Ａに検知させる。スコープ検知部５３Ａは、形成される信号が異なる以外は、上記第１の実施形態のスコープ検知部５３と同様の構成を有する。スコープ検知部５３Ａの信号線は、第１の挿入部電気コネクタ５０の「スコープ検知信号１（２、３）」端子に配線されている（図７参照）。

スコープ検知信号Ｓ５３Ａは、少なくとも第１の挿入部２Ａにおける非映像電気信号の伝送路長さに関する情報を含んでいる。

【００７６】

30

本実施形態におけるＰＤ２１は、第１の挿入部２Ａの基端部２ｂに配置されている。本実施形態におけるＰＤ２１は、光ファイバー６１の基端部から出射された光信号Ｌを受光して、光信号Ｌを光電変換する。

本実施形態におけるＴＩＡ２２は、第１の挿入部２Ａの基端部２ｂに配置されている。本実施形態におけるＴＩＡ２２は、ＰＤ２１の出力電流を電流／電圧変換する。

図７に示すように、ＴＩＡ２２の出力端子は、配線Ｍ４を介して、第１の挿入部電気コネクタ５０における「ＣＭＯＳ出力信号＋（－）」端子に接続されている。

このため、ＴＩＡ２２によって生成された電圧信号は、第１の映像信号Ｓｏ１（第１の映像電気信号、図６参照）として、「ＣＭＯＳ出力信号＋（－）」端子を介して、本体部１Ａにメタル伝送される。

40

【００７７】

本体部１Ａにおいては、上記第１の実施形態の本体部１における切替回路２３が削除されている。このため、図８に示すように、本体部１Ａにおいては、本体部電気コネクタ１０の「ＣＭＯＳ出力信号＋（－）」端子は、配線ｍ４を介してリミッティングアンプ２４に配線されている。

本体部１Ａのシステム制御部４０Ａは、切替回路２３の切替制御を行わない点を除いて、上記第１の実施形態のシステム制御部４０と同様の構成を有する。

システム制御部４０Ａは、切替回路２３の切替制御を行わないため、上記の実施形態のシステム制御部４０に比べて、制御プログラムが簡素化される。

【００７８】

50

内視鏡装置 101A では、上記第 1 の実施形態において本体部 1 の本体部電気コネクタ 10 とリミッティングアンプ 24 との間に配置されていた PD 21 および TIA 22 が、第 1 の挿入部 2A の基端部 2b において光ファイバー 61 の基端部と第 1 の挿入部電気コネクタ 50 との間に移動されている。

このような PD 21 および TIA 22 の移動量は第 1 の挿入部 2A の全長に比べるときわめて短い。このため、映像出力信号 Si および第 1 の映像信号 So1 の伝送路に占めるメタル伝送路の割合は、上記第 1 の実施形態における第 1 の挿入部 2 と同様、光伝送路に比べて非常に小さい。

一方、第 1 の挿入部 2A における非映像電気信号の伝送路長さは、上記第 1 の実施形態における非映像電気信号の伝送路長さと同じである。

この結果、内視鏡装置 101A は、上記第 1 の実施形態の内視鏡装置 101 と同様に、解像度が高い映像を表す映像信号が、例えば、30m 程度の長い伝送路を通して伝送されても、高画質の映像を表示することができる。

【0079】

第 1 の挿入部 2A においては、上記第 1 の実施形態の第 1 の挿入部 2 における本体部光コネクタ 20 が削除されている。このため、第 1 の挿入部 2A においては、第 1 の挿入部 2 に比べて、基端 2c の構成が簡素化、小型化される。

本体部 1A においては、上記第 1 の実施形態の本体部 1 から、本体部光コネクタ 20、PD 21、TIA 22、および切替回路 23 が削除されている。このため、本体部 1A は、上記第 1 の実施形態の本体部 1 に比べて簡素な構成になっている。この結果、本体部 1A は、本体部 1 に比べて小型化、低コスト化されることが可能である。

【0080】

本実施形態における第 1 の挿入部 2A の PD 21 および TIA 22 は、第 1 の基端部において、光信号 L を光電変換して、第 1 の映像電気信号を生成する第 1 の光電変換部を構成している。

本実施形態における第 1 の挿入部電気コネクタ 50 および本体部電気コネクタ 10 は、第 1 の光電変換部によって生成された第 1 の映像電気信号と、第 1 の非映像電気信号とを含む電気信号を信号伝達する電気コネクタを構成している。

図 6 に示すように、本実施形態において、第 1 の挿入部 2A における VCSEL ドライバ 63、VCSEL 62、光ファイバー 61、PD 21、TIA 22、および配線 M4 は、第 1 の撮像素子の映像出力信号を第 1 の先端部で光信号に変換して挿入方向の第 1 の基端部まで光信号を光電変換した第 1 の映像電気信号からなる第 1 の映像信号を出力する第 1 の映像信号伝送部 Ti1A を構成している。

【0081】

本体部 1A は、上記第 1 の実施形態と同様、本体部電気コネクタ 10 およびワイヤ連結部 30 を備える。このため、図 9 に示すように、内視鏡装置 101A の第 1 の挿入部 2A に代えて、本体部 1A に上記第 1 の実施形態における第 2 の挿入部 202 を装着することによって、内視鏡装置 102A が構成される。

内視鏡装置 102A においては、イコライザ 64 によって信号レベルが補正された第 2 の映像信号 So2 は、第 2 の挿入部電気コネクタ 250 および本体部電気コネクタ 10 の「CMOS 出力信号 + (-)」端子と、配線 m4 を介して、本体部 1A のリミッティングアンプ 24 に送出される。

したがって、内視鏡装置 102A は、上記第 1 の実施形態の内視鏡装置 102 と同様にして、被検体の画像の表示等を行うことができる。

【0082】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡装置 101A では、本体部 1A に本体部電気コネクタ 10 を備える。本体部電気コネクタ 10 には、第 1 の挿入部電気コネクタ 50 と第 2 の挿入部電気コネクタ 250 とが接続できる。第 1 の挿入部 2A からの映像出力信号 Si は、第 1 の挿入部 2 内で光信号 L として光伝送された後、基端部 2b で電圧信号に変換された第 1 の映像信号 So1 として、本体部電気コネクタ 10 を通して本体部 1A にメ

10

20

30

40

50

タル伝送される。第２の挿入部２０２からの映像出力信号Ｓ_iは、イコライザ６４によって周波数ごとの信号レベルが補正された第２の映像信号Ｓ_o２として、第２の挿入部電気コネクタ２５０および本体部電気コネクタ１０を介して本体部１Ａにメタル伝送される。

このため、本体部１Ａは、光伝送路を有する挿入部である第１の挿入部２Ａと、メタル伝送路のみを有する第２の挿入部２０２とが交換自在である。本体部１Ａは、必要に応じて、接続相手である第１の挿入部２Ａと第２の挿入部２０２とを交換して、被検体の映像を表示したり、記録したりすることができる。

本実施形態において、本体部コネクタである本体部電気コネクタ１０と、第１の挿入部コネクタである第１の挿入部電気コネクタ５０とは、接続時に、第１の映像信号および第１の非映像電気信号の信号伝達を行うコネクタ部を構成している。

10

本実施形態における第１の挿入部２Ａ、第２の挿入部２０２、および本体部１Ａは、本体部１Ａに、第１の挿入部２Ａと第２の挿入部２０２とを交換可能に接続して、それぞれ内視鏡装置１０１Ａ、１０２Ａを構成することができる本実施形態の内視鏡システムを構成している。

【００８３】

[第３の実施形態]

本発明の第３の実施形態の内視鏡装置および内視鏡システムについて説明する。

図１０は、本発明の第３の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。図１１は、本発明の第３の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第２の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。

20

【００８４】

図１０に示すように、本実施形態の内視鏡装置１０１Ｂは、上記第２の実施形態の内視鏡装置１０１Ａの第１の挿入部２Ａ、本体部１Ａに代えて、それぞれ、第１の挿入部２Ｂ、本体部１Ｂを備える。

第１の挿入部２Ｂは、上記第２の実施形態における第１の挿入部２Ａにおいて、スコープ検知部５３Ａに代えてスコープ検知部５３Ｂを備え、リミッティングアンプ２４を追加して構成されている。

本体部１Ｂは、上記第２の実施形態におけるリミッティングアンプ２４を削除して構成されている。

以下、上記第２の実施形態と異なる点を中心に説明する。

30

【００８５】

スコープ検知部５３Ｂは、スコープ検知信号Ｓ_{53B}を形成する装置部分である。スコープ検知信号Ｓ_{53B}は、第１の挿入部２Ｂの種類を本体部１Ｂに検知させる。スコープ検知部５３Ｂは、形成される信号が異なる以外は、上記第２の実施形態のスコープ検知部５３Ａと同様の構成を有する。

スコープ検知信号Ｓ_{53B}は、スコープ検知信号Ｓ_{53A}と同様、少なくとも非映像電気信号の伝送路長さに関する情報を含んでいる。

【００８６】

本実施形態におけるリミッティングアンプ２４は、第１の挿入部２Ｂの基端部２ｂに配置されている。本実施形態におけるリミッティングアンプ２４は、ＴＩＡ２２から出力される信号の各周波数に対して一律に高いゲインを与え、アイパターが開くようにする。

40

リミッティングアンプ２４の出力端子は、上記第２の実施形態のＴＩＡ２２の出力端子同様、配線Ｍ４を介して、第１の挿入部電気コネクタ５０における図示略の「ＣＭＯＳ出力信号＋（－）」端子に接続されている。

このため、リミッティングアンプ２４によって信号レベルが補正された電圧信号は、第１の映像信号Ｓ_o１（第１の映像電気信号）として、図示略の「ＣＭＯＳ出力信号＋（－）」端子を介して、本体部１Ｂにメタル伝送される。

【００８７】

本体部１Ｂにおいては、上記第２の実施形態の本体部１Ａにおけるリミッティングアンプ２４が削除されている。このため、本体部１Ｂにおいては、本体部電気コネクタ１０の

50

図示略の「CMOS出力信号+(-)」端子は、配線m4を介してA/D変換部25に配線されている。

【0088】

内視鏡装置101Bでは、上記第2の実施形態において本体部1Aの本体部電気コネクタ10とA/D変換部25との間に配置されていたリミッティングアンプ24が、第1の挿入部2Bの基端部2bにおいてTIA22と第1の挿入部電気コネクタ50との間に移動されている。

このため、映像出力信号Siおよび第1の映像信号So1の伝送路に占めるメタル伝送路の割合は、上記第2の実施形態における第1の挿入部2Aと同様、光伝送路に比べて非常に小さい。

一方、第1の挿入部2Bにおける非映像電気信号の伝送路長さは、上記第2の実施形態における非映像電気信号の伝送路長さと同じである。

この結果、内視鏡装置101Bは、上記第2の実施形態の内視鏡装置101Aと同様に、解像度が高い映像を表す映像信号が、例えば、30m程度の長い伝送路を通して伝送されても、高画質の映像を表示することができる。

【0089】

特に、内視鏡装置101Bでは、TIA22から出力される電圧信号がリミッティングアンプ24によって増幅されてから、第1の挿入部電気コネクタ50および本体部電気コネクタ10に伝送される。この結果、リミッティングアンプ24で増幅されることなく第1の挿入部電気コネクタ50および本体部電気コネクタ10を通過する場合に比べて、第1の挿入部2Bは、信号劣化がより少ない状態で、本体部1Bに信号を伝送することができる。

【0090】

本実施形態における第1の挿入部2Bのリミッティングアンプ24は、第1の基端部において、第1の光電変換部が生成する第1の映像電気信号を増幅する第1の増幅部を構成している。

図10に示すように、本実施形態において、第1の挿入部2BにおけるVCSELドライバ63、VCSEL62、光ファイバー61、PD21、TIA22、リミッティングアンプ24、および配線M4は、第1の撮像素子の映像出力信号を第1の先端部で光信号に変換して挿入方向の第1の基端部まで光信号を光電変換した第1の映像電気信号からなる第1の映像信号を出力する第1の映像信号伝送部Ti1Bを構成している。

【0091】

図11に示すように、内視鏡装置101Bの第1の挿入部2Bに代えて、本体部1Bに第2の挿入部202Bを装着することによって、内視鏡装置102Bが構成される。

第2の挿入部202Bは、上記第1の実施形態における第2の挿入部202に、リミッティングアンプ24を追加して構成される。

第2の挿入部202Bにおけるリミッティングアンプ24は、イコライザ64によって信号レベルが補正された信号を各周波数に対して一律に高いゲインを与えて増幅する。

第2の挿入部202Bにおけるリミッティングアンプ24の出力端子は、配線M204を介して、図示略の「CMOS出力信号+(-)」端子に接続されている。

【0092】

内視鏡装置102Bにおいては、第2の挿入部202Bのリミッティングアンプ24によって増幅された第2の映像信号So2は、第2の挿入部電気コネクタ250および本体部電気コネクタ10の「CMOS出力信号+(-)」端子と、配線m4を介して、本体部1BのA/D変換部25に送出される。

したがって、内視鏡装置102Bは、上記第2の実施形態の内視鏡装置102Aと同様にして、被検体の画像の表示等を行うことができる。

【0093】

図11に示すように、本実施形態において、第2の挿入部202Bにおける接続ケーブル261、イコライザ64、リミッティングアンプ24、および配線M204は、第2の

10

20

30

40

50

撮像素子の映像出力信号を挿入方向の第 2 の基端部まで第 2 の映像信号としてメタル伝送する第 2 の映像信号伝送部 T i 2 B を構成している。

【 0 0 9 4 】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡装置 1 0 1 B では、本体部 1 B に本体部電気コネクタ 1 0 を備える。本体部電気コネクタ 1 0 には、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 と第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 とが接続できる。第 1 の挿入部 2 B からの映像出力信号 S i は、第 1 の挿入部 2 内で光信号 L として光伝送された後、基端部 2 b で電圧信号に変換後に増幅された第 1 の映像信号 S o 1 として、本体部電気コネクタ 1 0 を通して本体部 1 B にメタル伝送される。第 2 の挿入部 2 0 2 B からの映像出力信号 S i は、リミッティングアンプ 2 4 によって増幅された第 2 の映像信号 S o 2 として、第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 および本体部電気コネクタ 1 0 を介して本体部 1 B にメタル伝送される。

10

このため、本体部 1 B は、光伝送路を有する挿入部である第 1 の挿入部 2 B と、メタル伝送路のみを有する第 2 の挿入部 2 0 2 B が交換自在である。本体部 1 B は、必要に応じて、接続相手である第 1 の挿入部 2 B と第 2 の挿入部 2 0 2 B とを交換して、被検体の映像を表示したり、記録したりすることができる。

本実施形態における第 1 の挿入部 2 B、第 2 の挿入部 2 0 2 B、および本体部 1 B は、本体部 1 B に、第 1 の挿入部 2 B と第 2 の挿入部 2 0 2 B とを交換可能に接続して、それぞれ内視鏡装置 1 0 1 B、1 0 2 B を構成することができる本実施形態の内視鏡システムを構成している。

20

【 0 0 9 5 】

[第 4 の実施形態]

本発明の第 4 の実施形態の内視鏡装置および内視鏡システムについて説明する。

図 1 2 は、本発明の第 4 の実施形態の内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。図 1 3 は、本発明の第 4 の実施形態の内視鏡装置のデジタル信号生成部の構成例を示すブロック図である。図 1 4 は、本発明の第 4 の実施形態の内視鏡システムの本体部に、第 2 の挿入部を装着した場合の構成例を示すブロック図である。

【 0 0 9 6 】

図 1 2 に示すように、本実施形態の内視鏡装置 1 0 1 C は、上記第 3 の実施形態の内視鏡装置 1 0 1 B の第 1 の挿入部 2 B、本体部 1 B に代えて、それぞれ、第 1 の挿入部 2 C、本体部 1 C を備える。

30

第 1 の挿入部 2 C は、上記第 3 の実施形態における第 1 の挿入部 2 B において、スコープ検知部 5 3 B、T I A 2 2、リミッティングアンプ 2 4 に代えてスコープ検知部 5 3 C、デジタル信号生成部 6 5 を備える。

図 1 3 に示すように、デジタル信号生成部 6 5 は、T I A 2 2、リミッティングアンプ 2 4、および A / D 変換部 2 5 が直列に接続されて構成されている。

このため、第 1 の挿入部 2 C は、上記第 3 の実施形態の第 1 の挿入部 2 B において、スコープ検知部 5 3 B に代えて、スコープ検知部 5 3 C を備え、A / D 変換部 2 5 が追加されて構成されている。

本体部 1 C は、上記第 3 の実施形態における A / D 変換部 2 5 を削除して構成されている。

40

以下、上記第 3 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 9 7 】

スコープ検知部 5 3 C は、スコープ検知信号 S 5 3 C を形成する装置部分である。スコープ検知信号 S 5 3 C は、第 1 の挿入部 2 C の種類を本体部 1 B に検知させる。スコープ検知部 5 3 C は、形成される信号が異なる以外は、上記第 3 の実施形態のスコープ検知部 5 3 B と同様の構成を有する。

スコープ検知信号 S 5 3 C は、スコープ検知信号 S 5 3 B と同様、少なくとも非映像電気信号の伝送路長さに関する情報を含んでいる。

【 0 0 9 8 】

本実施形態における A / D 変換部 2 5 は、第 1 の挿入部 2 C の基端部 2 b に配置されて

50

いる。本実施形態における A / D 変換部 2 5 は、リミッティングアンプ 2 4 によって増幅された信号を A / D 変換して、デジタル信号を生成する。

A / D 変換部 2 5 の出力端子は、上記第 3 の実施形態のリミッティングアンプ 2 4 の出力端子同様、配線 M 4 を介して、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 における図示略の「C M O S 出力信号 + (-)」端子に接続されている。

このため、A / D 変換部 2 5 によって生成されたデジタル信号は、図示略の「C M O S 出力信号 + (-)」端子を介して、本体部 1 C にメタル伝送される。

【0099】

本体部 1 C においては、上記第 3 の実施形態における A / D 変換部 2 5 が削除されている。このため、本体部 1 C においては、本体部電気コネクタ 1 0 の図示略の「C M O S 出力信号 + (-)」端子は、配線 m 4 を介して画像処理部 1 3 に配線されている。

10

【0100】

内視鏡装置 1 0 1 C は、上記第 3 の実施形態において本体部 1 B の本体部電気コネクタ 1 0 と画像処理部 1 3 との間に配置されていた A / D 変換部 2 5 が、第 1 の挿入部 2 C の基端部 2 b においてリミッティングアンプ 2 4 と第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 との間に移動されている。

このため、映像出力信号 S i および第 1 の映像信号 S o 1 の伝送路に占めるメタル伝送路の割合は、上記第 3 の実施形態における第 1 の挿入部 2 B と同様、光伝送路に比べて非常に小さい。

一方、第 1 の挿入部 2 C において、非映像電気信号の伝送路長さは、上記第 3 の実施形態と同じである。

20

この結果、内視鏡装置 1 0 1 C では、上記第 3 の実施形態の内視鏡装置 1 0 1 B と同様に、解像度が高い映像を表す映像信号が、例えば、30 m 程度の長い伝送路を通して伝送されても、高画質の映像を表示することができる。

【0101】

特に、内視鏡装置 1 0 1 C では、T I A 2 2 から出力される電圧信号がリミッティングアンプ 2 4 によって増幅され、A / D 変換部 2 5 によってデジタル信号に変換されてから、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 および本体部電気コネクタ 1 0 に伝送される。この結果、デジタル信号に変換されることなく第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 および本体部電気コネクタ 1 0 を通過する場合に比べて、信号劣化がより少ない状態で本体部 1 C に信号を伝送することができる。

30

【0102】

本実施形態における第 1 の挿入部 2 C の A / D 変換部 2 5 は、第 1 の基端部において、第 1 の増幅部によって増幅された第 1 の映像電気信号を A / D 変換する第 1 の A / D 変換器を構成している。

図 1 2 に示すように、本実施形態において、第 1 の挿入部 2 C における V C S E L ドライバ 6 3、V C S E L 6 2、光ファイバー 6 1、P D 2 1、T I A 2 2、リミッティングアンプ 2 4、A / D 変換部 2 5、および配線 M 4 は、第 1 の撮像素子の映像出力信号を第 1 の先端部で光信号に変換して挿入方向の第 1 の基端部まで光信号を光電変換した第 1 の映像電気信号からなる第 1 の映像信号を出力する第 1 の映像信号伝送部 T i 1 C を構成している。

40

【0103】

図 1 4 に示すように、内視鏡装置 1 0 1 C の第 1 の挿入部 2 C に代えて、本体部 1 C に第 2 の挿入部 2 0 2 C を装着することによって、内視鏡装置 1 0 2 C が構成される。

第 2 の挿入部 2 0 2 C は、上記第 3 の実施形態における第 2 の挿入部 2 0 2 B に、A / D 変換部 2 5 を追加して構成される。

第 2 の挿入部 2 0 2 C における A / D 変換部 2 5 は、リミッティングアンプ 2 4 で増幅された信号を A / D 変換してデジタル信号を生成する。

第 2 の挿入部 2 0 2 C における A / D 変換部 2 5 の出力端子は、配線 M 2 0 4 を介して、図示略の「C M O S 出力信号 + (-)」端子に接続されている。

50

【 0 1 0 4 】

内視鏡装置 1 0 2 C においては、第 2 の挿入部 2 0 2 C の A / D 変換部 2 5 によってデジタル化された信号は、第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 および本体部電気コネクタ 1 0 の「C M O S 出力信号 + (-)」端子と、配線 m 4 とを介して、本体部 1 C の画像処理部 1 3 に送出される。

したがって、内視鏡装置 1 0 2 C は、上記第 3 の実施形態の内視鏡装置 1 0 2 B と同様にして、被検体の画像の表示等を行うことができる。

【 0 1 0 5 】

図 1 4 に示すように、本実施形態において、第 2 の挿入部 2 0 2 C における接続ケーブル 2 6 1、イコライザ 6 4、リミッティングアンプ 2 4、A / D 変換部 2 5、および配線 M 2 0 4 は、第 2 の撮像素子の映像出力信号を挿入方向の第 2 の基端部まで第 2 の映像信号としてメタル伝送する第 2 の映像信号伝送部 T i 2 C を構成している。

10

【 0 1 0 6 】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡装置 1 0 1 C は、本体部 1 C に本体部電気コネクタ 1 0 を備える。本体部電気コネクタ 1 0 には、第 1 の挿入部電気コネクタ 5 0 と第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 とが接続できる。第 1 の挿入部 2 C からの映像出力信号 S i は、第 1 の挿入部 2 内で光信号 L として光伝送された後、基端部 2 b で電圧信号に変換後に増幅され A / D 変換された状態で、本体部電気コネクタ 1 0 を通して本体部 1 C にメタル伝送される。第 2 の挿入部 2 0 2 B からの映像出力信号 S i は、リミッティングアンプ 2 4 によって増幅された状態で第 2 の挿入部電気コネクタ 2 5 0 および本体部電気コネクタ 1 0 を介して本体部 1 C にメタル伝送される。

20

このため、本体部 1 C は、光伝送路を有する挿入部である第 1 の挿入部 2 C と、メタル伝送路のみを有する第 2 の挿入部 2 0 2 C が交換自在である。本体部 1 C は、必要に応じて、接続相手である第 1 の挿入部 2 C と第 2 の挿入部 2 0 2 C とを交換して、被検体の映像を表示したり、記録したりすることができる。

本実施形態における第 1 の挿入部 2 C、第 2 の挿入部 2 0 2 C、および本体部 1 C は、本体部 1 C に、第 1 の挿入部 2 C と第 2 の挿入部 2 0 2 C とを交換可能に接続して、それぞれ内視鏡装置 1 0 1 C、1 0 2 C を構成することができる本実施形態の内視鏡システムを構成している。

30

【 0 1 0 7 】

なお、上記各実施形態の説明では、光伝送路を有する第 1 の挿入部の伝送路長さが、第 2 の挿入部の伝送路長さよりも長い場合の例で説明した。しかし、各挿入部の伝送路の長さは、信号の伝送特性に応じて決められればよい。第 1 の挿入部の長さは、第 2 の挿入部以下であってもよい。

例えば、撮像素子の解像度が高いほど、信号の周波数が高くなるため、メタル伝送可能な伝送路の長さが短くなる。このため、内視鏡システムは、高解像度の映像によって検査する第 1 の挿入部と、第 1 の挿入部の全長と同じ長さを有し低解像度の映像によって検査する第 2 の挿入部と、を有していてもよい。

【 0 1 0 8 】

上記各実施形態の説明では、第 1 の挿入部、第 2 の挿入部が備える撮像素子が、いずれも C M O S 撮像素子からなる場合の例で説明した。しかし、撮像素子は、C M O S 撮像素子には限定されない。例えば、撮像素子として、C C D が用いられてもよい。

40

【 0 1 0 9 】

以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付の特許請求の範囲によってのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 1 0 】

50

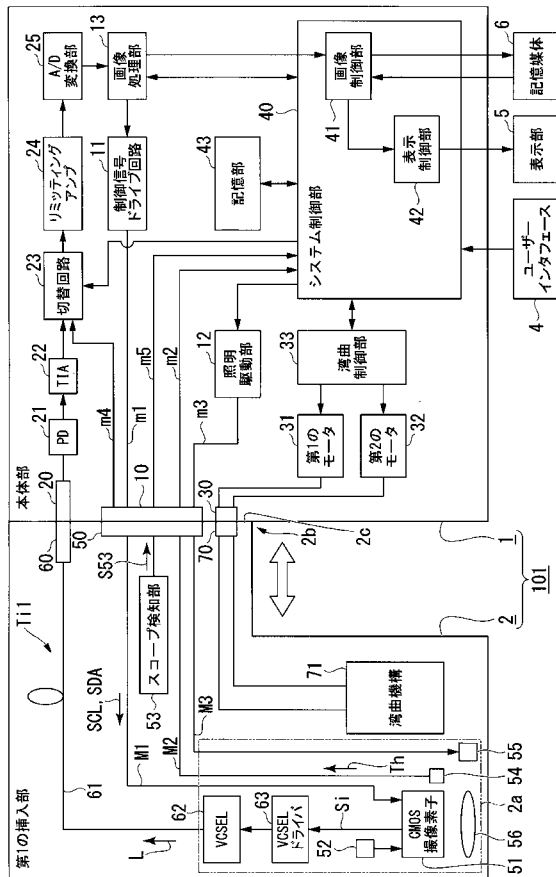
上記各実施形態によれば、光伝送路を有する挿入部と、メタル伝送路のみを有する挿入部とが交換可能な内視鏡装置および内視鏡システムを提供できる。

【符号の説明】

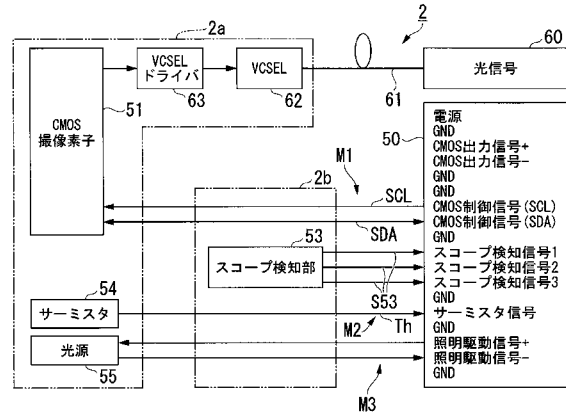
【0111】

1、1 A、1 B、1 C	本体部	
2、2 A、2 B、2 C	第1の挿入部	
2 a	先端部（第1の先端部）	
2 b	基端部（第1の基端部）	
1 0	本体部電気コネクタ（本体部コネクタ、コネクタ部、電気コネクタ）	
1 1	制御信号ドライブ回路	10
2 0	本体部光コネクタ（本体部コネクタ、コネクタ部）	
2 1	フォトダイオード（PD）（第1の光電変換部、第1の映像信号伝送部）	
2 2	トランスインピーダンスアンプ（TIA）（第1の光電変換部、第1の映像信号伝送部）	
2 3	切替回路	
2 4	リミッティングアンプ（第1の増幅部、第1の映像信号伝送部、第2の映像信号伝送部）	
2 5	A/D変換部（第1のA/D変換器、第1の映像信号伝送部、第2の映像信号伝送部）	
4 0、4 0 A	システム制御部	20
5 0	第1の挿入部電気コネクタ（第1の挿入部コネクタ、コネクタ部、電気コネクタ）	
5 1	CMOS撮像素子（第1の撮像素子、第2の撮像素子）	
5 3、5 3 A、5 3 B、5 3 C、2 5 3	スコープ検知部	
6 0	第1の挿入部光コネクタ（第1の挿入部コネクタ、コネクタ部）	
6 1	光ファイバー（第1の映像信号伝送部）	
6 2	VCSL（第1の映像信号伝送部）	
6 3	VCSLドライバ（第1の映像信号伝送部）	
6 4	イコライザ（第2の映像信号伝送部）	
1 0 1、1 0 1 A、1 0 1 B、1 0 1 C、1 0 2、1 0 2 A、1 0 2 B、1 0 2 C	内視鏡装置	30
2 0 2、2 0 2 B、2 0 2 C	第2の挿入部	
2 0 2 a	先端部（第2の先端部）	
2 0 2 b	基端部（第2の基端部）	
2 5 0	第2の挿入部電気コネクタ（第2の挿入部コネクタ、コネクタ部）	
2 6 1	接続ケーブル（第2の映像信号伝送部）	
L	光信号（第1の映像信号）	
M 1	配線ケーブル（第1の信号伝送部、第2の信号伝送部）	
M 2、M 3	配線ケーブル	
M 4	配線（第1の映像信号伝送部）	
M 2 0 4	配線（第2の映像信号伝送部）	40
S 5 3、S 5 3 A、S 5 3 B、S 5 3 C、S 2 5 3	スコープ検知信号	
SCL、SDA	CMOS制御信号（第1の非映像電気信号、第2の非映像電気信号）	
Si	映像出力信号	
So 1	第1の映像信号（第1の映像電気信号）	
So 2	第2の映像信号	
Th	サーミスタ信号	
Ti 1、Ti 1 A、Ti 1 B、Ti 1 C	第1の映像信号伝送部	
Ti 2、Ti 2 B、Ti 2 C	第2の映像信号伝送部	

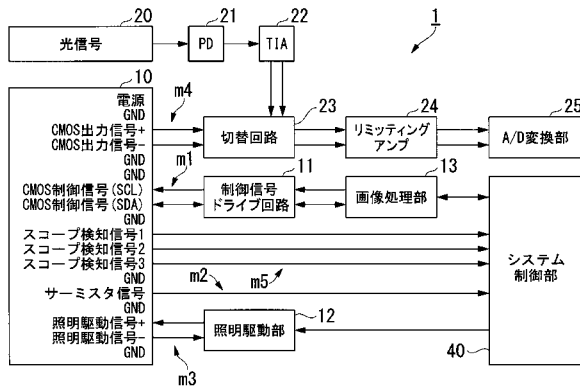
【図 1】



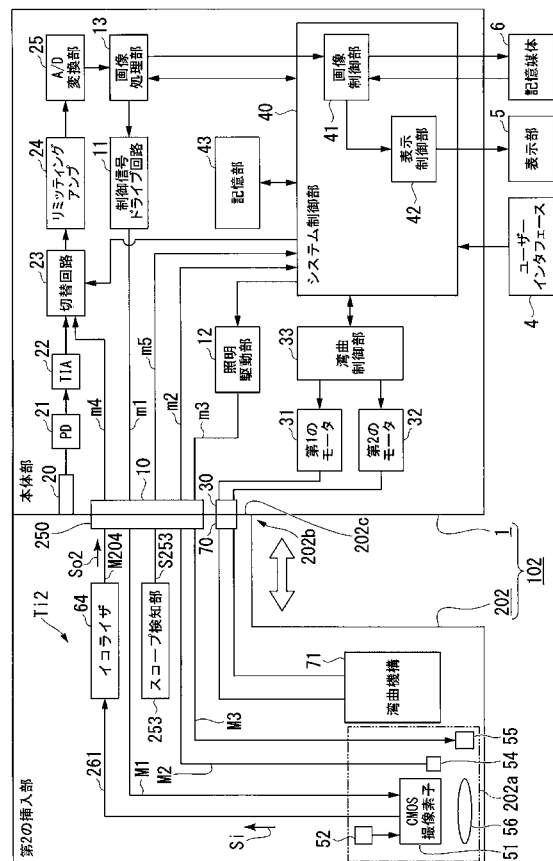
【図 2】



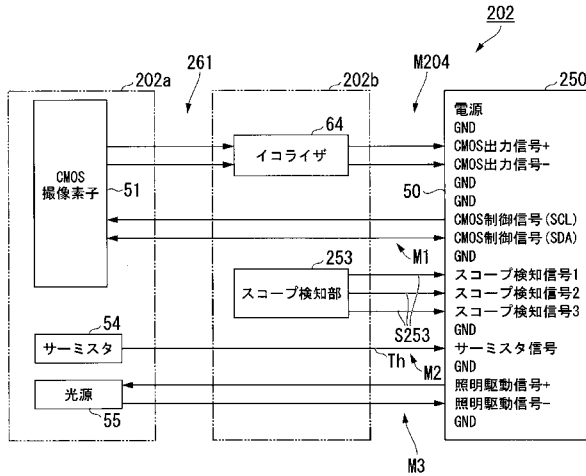
【図 3】



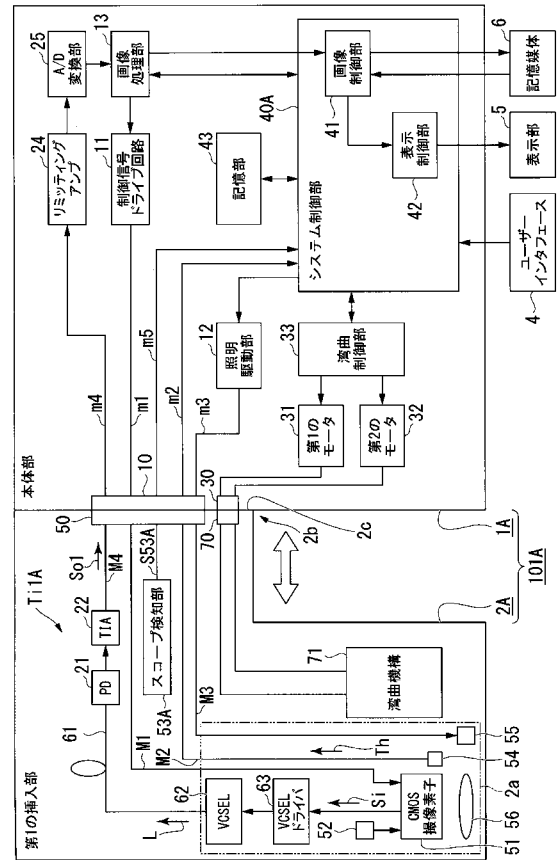
【図 4】



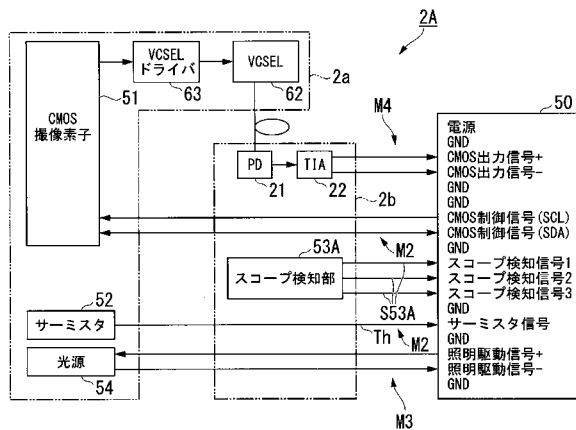
【 図 5 】



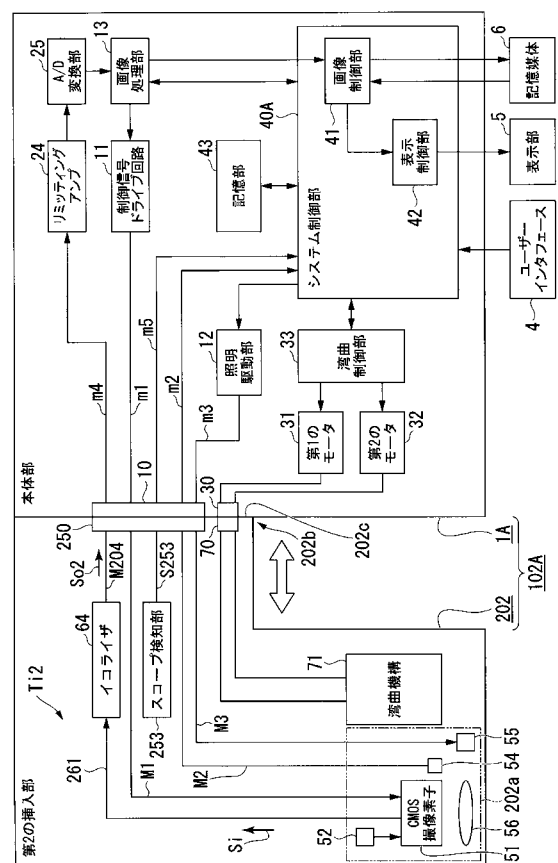
【 図 6 】



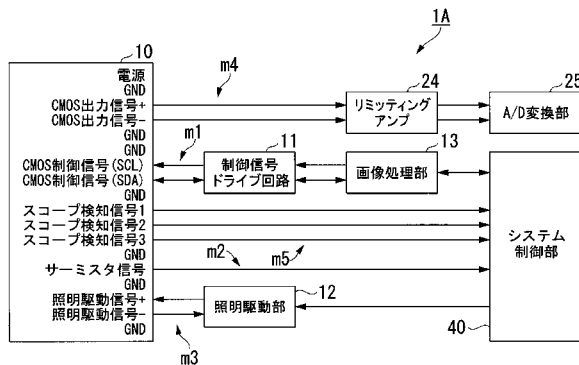
【圖 7】



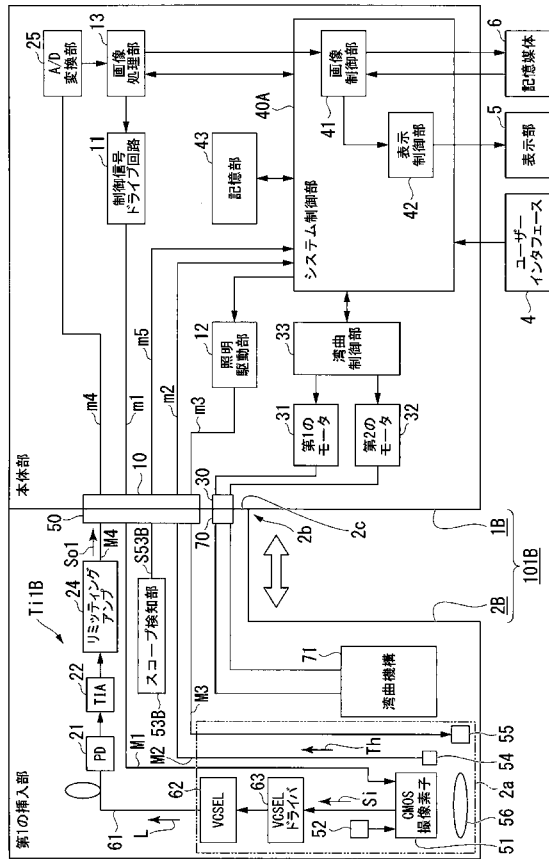
【 図 9 】



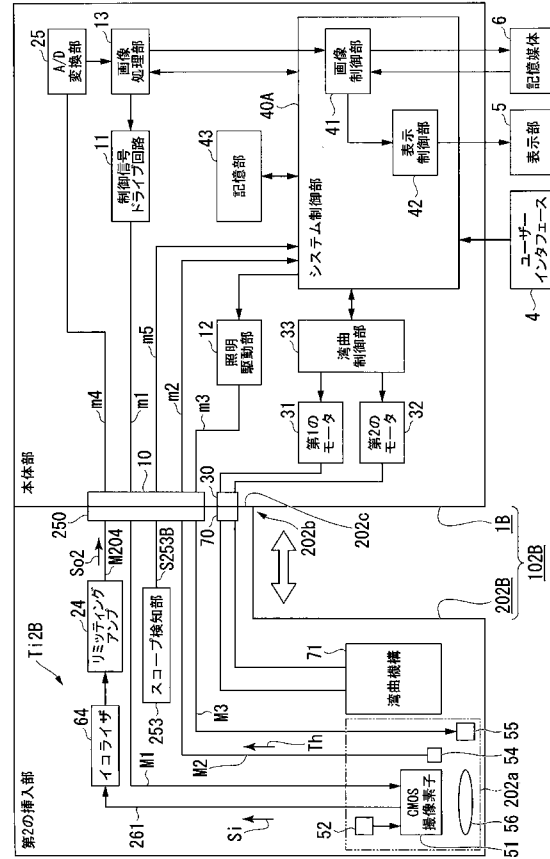
【 図 8 】



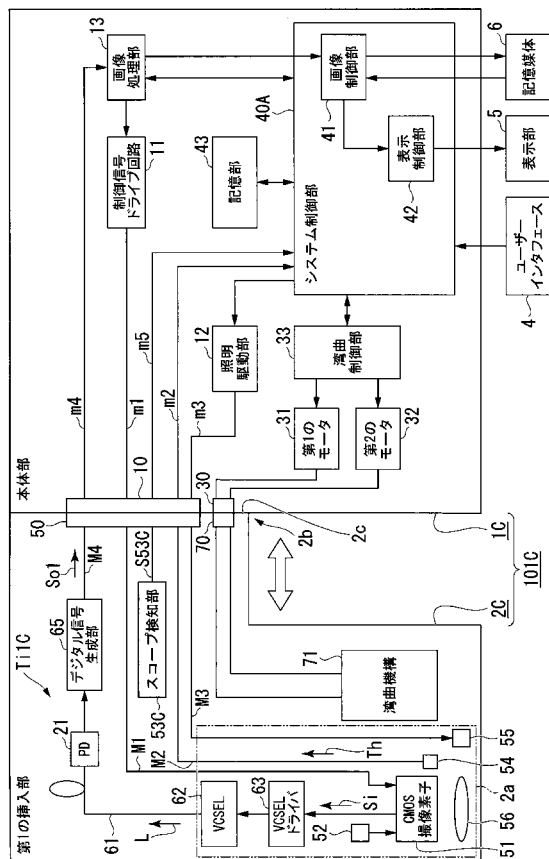
【図 10】



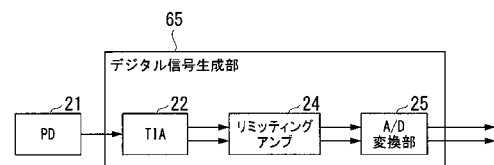
【図 11】



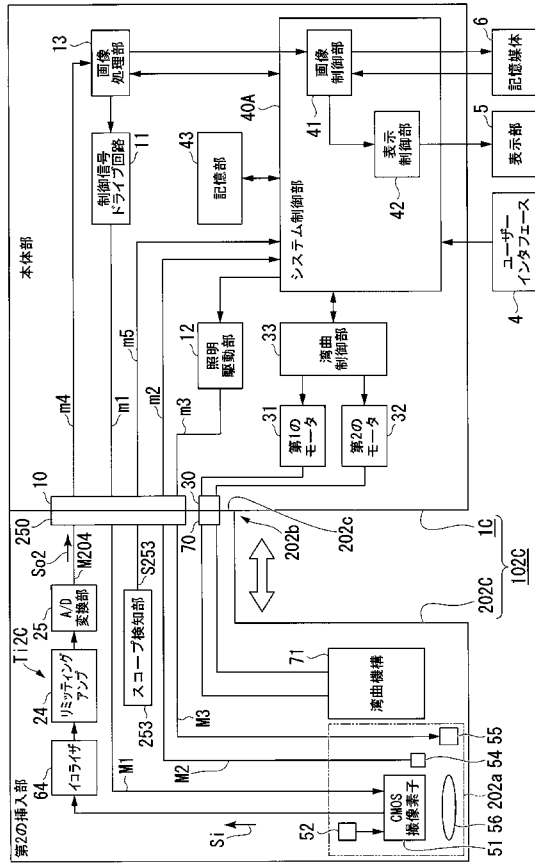
【図 12】



【図 13】



【図 14】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/088103

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(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)

A61B1/06, A61B1/04, G02B23/24

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
X	JP 2015-173 A (Olympus Medical Systems Corp.), 05 January 2015 (05.01.2015), claims; paragraphs [0064] to [0070]; fig. 4 to 5 (Family: none)	1-7
X A	JP 2015-173738 A (Olympus Corp.), 05 October 2015 (05.10.2015), claims; paragraph [0015] (Family: none)	1 2-6

☐ 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
16 March 2017 (16.03.17)Date of mailing of the international search report
28 March 2017 (28.03.17)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 8 1 0 3									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(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. A61B1/06, A61B1/04, G02B23/24											
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>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017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	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017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									
X	JP 2015-173 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2015.01.05, 特許請求の範囲、段落【0064】 - 【0070】、第4図-第5図（ファミリーなし）	1-7									
X A	JP 2015-173738 A（オリンパス株式会社）2015.10.05, 特許請求の範囲、段落【0015】（ファミリーなし）	1 2-6									
☐ 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 16.03.2017		国際調査報告の発送日 28.03.2017									
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） 越河 勉 電話番号 03-3581-1101 内線 3271	2V 9313								

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, 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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, 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

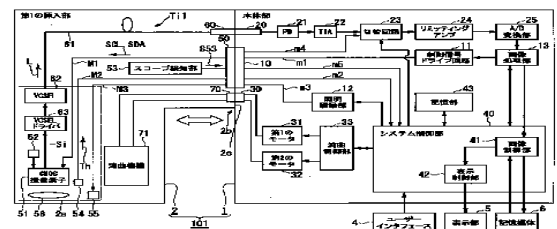
Fターム(参考) 2H040 AA01 CA06 CA08 CA11 DA11 GA02 GA11
4C161 BB02 CC06 FF07 NN03 NN05 SS07 SS11 UU05

(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)	内窥镜装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2017122511A1	公开(公告)日	2018-11-01
申请号	JP2017561565	申请日	2016-12-21
[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	小笠原正充		
发明人	小笠原 正充		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/05 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00013 A61B1/00114 A61B1/00124 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0676 G02B23/2423 G02B23/2446 G02B23/2476 G02B23/26 H04N2005/2255 H04N5/37455 H04N5/37457		
FI分类号	A61B1/04.520 A61B1/00.681 A61B1/05 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/AA01 2H040/CA06 2H040/CA08 2H040/CA11 2H040/DA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF07 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/SS07 4C161/SS11 4C161/UU05		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
优先权	2016003610 2016-01-12 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置包括主体部，第一插入部和连接器部。第一插入单元包括第一图像传感器，输出第一视频信号的第一视频信号传输单元，以及从主体单元金属传输第一非视频电信号的第一信号。和一个传输单元。连接器部包括主体部连接器和第一插入部连接器，在连接主体部连接器和第一插入部连接器时，发送第一视频信号和第一非视频电信号。要做。



- 1 Main body unit
- 2 First insertion unit
- 4 User interface
- 5 Display unit
- 6 Storage medium
- 11 Control signal drive circuit
- 12 Illumination drive unit
- 13 Image processing unit
- 14 Switching circuit
- 24 Limiting amplifier
- 25 A/D conversion unit
- 31 First motor
- 32 Second motor
- 33 Steering control unit
- 40 System control unit
- 41 Image control unit
- 42 Display control unit
- 43 Storage unit
- 51 CMOS imaging element
- 53 CMOS detection unit
- 63 VCSEL driver
- 71 Bending mechanism