

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-260066
(P2007-260066A)

(43) 公開日 平成19年10月11日(2007.10.11)

(51) Int.Cl.		F 1		テーマコード (参考)		
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2	2 H 0 4 0
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 Y	4 C 0 6 1
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B	5 C 0 5 4
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	H 0 4 N	7/18	M	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O.L. (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-87799 (P2006-87799)
(22) 出願日 平成18年3月28日 (2006. 3. 28)

(71) 出願人 000000527
ベンタックス株式会社
東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100090169
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

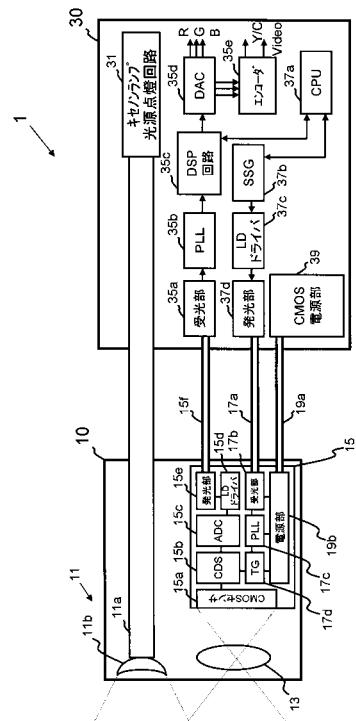
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】電子内視鏡の先端部分を大きくすることなく、信号伝送について、光を用いる装置を提供する。

【解決手段】内視鏡装置1は、CMOSセンサ15aと、CMOSセンサ15aにより撮像された画像信号を光の信号に変換された状態で出射する映像信号発光部15eとを有する電子内視鏡10を備える。映像信号発光部15eから出射された画像信号に関する光を受光する映像信号受光部35aを有し、画像信号に関する光の信号に基づいて画像処理を行うプロセッサ30を備える。

【選択図】図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

CMOSセンサと、前記CMOSセンサにより撮像された画像信号を光の信号に変換された状態で出射する映像信号発光部とを有する電子内視鏡と、

前記映像信号発光部から出射された前記画像信号に関する光を受光する映像信号受光部を有し、前記画像信号に関する光の信号に基づいて画像処理を行うプロセッサとを備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記電子内視鏡は、前記CMOSセンサにより撮像された画像信号をデジタル信号に変換するADCを有し、

前記映像信号発光部は、前記ADCによりデジタル化された画像信号を光の信号に変換された状態で出射することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記プロセッサは、制御信号を光の信号に変換された状態で出射する制御信号発光部を有し、

前記電子内視鏡は、前記制御信号発光部から出射された前記制御信号に関する光を受光する制御信号受光部と、前記制御信号に関する光の信号に基づいて前記CMOSセンサ及び前記ADCにクロックパルスを出力するタイミングジェネレータとを有することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記電子内視鏡は、前記映像信号発光部から出射された前記画像信号に関する光の信号を伝送する映像信号用ケーブルと、前記制御信号発光部から出射された前記制御信号に関する光の信号を伝送する制御信号用ケーブルとを別々に有することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記電子内視鏡は、前記CMOSセンサに入射される光学像の光路を曲げる撮像用プリズムと、前記制御信号受光部に入射される前記制御信号に関する光の光路を曲げる制御信号用プリズムとを有し、

前記CMOSセンサと前記ADCと前記タイミングジェネレータと前記制御信号用受光部とは、同じCMOSセンサチップ上に構成されることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記CMOSセンサチップが有するフォトダイオードの領域の一部が、前記CMOSセンサのフォトダイオードとして、他の一部が前記制御信号受光部のフォトダイオードとして使用されることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記内視鏡は、前記映像信号発光部から出射される前記映像信号に関する光の光路を曲げる映像信号用プリズムを有し、

前記CMOSセンサチップと、前記映像信号発光部とは、1つの平面上の基板に配置されることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記タイミングジェネレータは、前記CMOSセンサにクロックパルスを出力するサブTGと、前記ADCにタイミングパルスを出力するメインTGとを有し、

前記CMOSセンサ、及び前記サブTGは、第1基板上に配置され、

前記ADC、及び前記メインTGは、第2基板上に配置され、

前記映像信号発光部、及び前記制御信号受光部は、第3基板上に配置され、

前記第1～第3基板は、前記電子内視鏡の先端部分から順に並べて配置されることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記内視鏡は、前記映像信号発光部から出射された前記画像信号に関する光の信号を伝

10

20

30

40

50

送し、前記制御信号発光部から出射された前記制御信号に関する光の信号を伝送するケーブルと、前記画像信号に関する光を透過し、前記制御信号に関する光を反射する第1偏光ミラーを有し、

前記プロセッサは、前記画像信号に関する光を反射し、前記制御信号に関する光を透過する第2偏光ミラーを有することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

前記電子内視鏡は、前記電子内視鏡の外部から供給された光に基づいて、前記CMOSセンサに電力を供給することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記電子内視鏡は、前記電子内視鏡の外部から供給された光に基づいて、前記電子内視鏡の前記CMOSセンサを有する先端部分にある各部への電力供給を行うことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に信号伝送について、光を介して行う装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、電子内視鏡とプロセッサとの間の信号伝送について光を介して行う装置が提案されている。

20

【0003】

特許文献1は、電子内視鏡からプロセッサに送る画像信号について、光を介して伝送する内視鏡装置を開示する。

【特許文献1】特開平10-295635号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献1の装置は、電子内視鏡の先端部分にCCD及びCCDの駆動回路を配置するため、先端部分が大きくなる問題がある。一方、CCDの駆動回路をプロセッサ側に配置した場合には、プラス電源、マイナス電源の他、CCDを駆動するための制御線が必要になるため、電子内視鏡とプロセッサとの間のケーブルが太くなる問題がある。

30

【0005】

したがって本発明の目的は、電子内視鏡の先端部分を大きくすることなく、信号伝送について、光を用いる装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る内視鏡装置は、CMOSセンサと、COMSセンサにより撮像された画像信号を光の信号に変換された状態で出射する映像信号発光部とを有する電子内視鏡と、映像信号発光部から出射された画像信号に関する光を受光する映像信号受光部を有し、画像信号に関する光の信号に基づいて画像処理を行うプロセッサとを備える。

40

【0007】

好ましくは、電子内視鏡は、CMOSセンサにより撮像された画像信号をデジタル信号に変換するADCを有し、映像信号発光部は、ADCによりデジタル化された画像信号を光の信号に変換された状態で出射する。

【0008】

さらに好ましくは、プロセッサは、制御信号を光の信号に変換された状態で出射する制御信号発光部を有し、電子内視鏡は、制御信号発光部から出射された制御信号に関する光を受光する制御信号受光部と、制御信号に関する光の信号に基づいてCMOSセンサ及びADCにクロックパルスを出力するタイミングジェネレータとを有する。

【0009】

50

さらに好ましくは、電子内視鏡は、映像信号発光部から出射された画像信号に関する光の信号を伝送する映像信号用ケーブルと、制御信号発光部から出射された制御信号に関する光の信号を伝送する制御信号用ケーブルとを別々に有する。

【0010】

また、好ましくは、電子内視鏡は、CMOSセンサに入射される光学像の光路を曲げる撮像用プリズムと、制御信号受光部に入射される制御信号に関する光の光路を曲げる制御信号用プリズムとを有し、CMOSセンサとADCとタイミングジェネレータと制御信号用受光部とは、同じCMOSセンサチップ上に構成される。

【0011】

さらに好ましくは、CMOSセンサチップが有するフォトダイオードの領域の一部が、CMOSセンサのフォトダイオードとして、他の一部が制御信号受光部のフォトダイオードとして使用される。10

【0012】

また、好ましくは、内視鏡は、映像信号発光部から出射される映像信号に関する光の光路を曲げる映像信号用プリズムを有し、CMOSセンサチップと、映像信号発光部とは、1つの平面上の基板に配置される。

【0013】

また、好ましくは、タイミングジェネレータは、CMOSセンサにクロックパルスを出力するサブTGと、ADCにタイミングパルスを出力するメインTGとを有し、CMOSセンサ、及びサブTGは、第1基板上に配置され、ADC、及びメインTGは、第2基板上に配置され、映像信号発光部、及び制御信号受光部は、第3基板上に配置され、第1～第3基板は、電子内視鏡の先端部分から順に並べて配置される。20

【0014】

また、好ましくは、内視鏡は、映像信号発光部から出射された画像信号に関する光の信号を伝送し、制御信号発光部から出射された制御信号に関する光の信号を伝送するケーブルと、画像信号に関する光を透過し、制御信号に関する光を反射する第1偏光ミラーを有し、プロセッサは、画像信号に関する光を反射し、制御信号に関する光を透過する第2偏光ミラーを有する。

【0015】

また、好ましくは、電子内視鏡は、電子内視鏡の外部から供給された光に基づいて、CMOSセンサに電力を供給する。30

【0016】

また、好ましくは、電子内視鏡は、電子内視鏡の外部から供給された光に基づいて、電子内視鏡のCMOSセンサを有する先端部分にある各部への電力供給を行う。

【発明の効果】

【0017】

以上のように本発明によれば、電子内視鏡の先端部分を大きくすることなく、信号伝送について、光を用いる装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、第1実施形態について、図を用いて説明する。第1実施形態にかかる内視鏡装置1は、電子内視鏡10、及びプロセッサ30を備える電子内視鏡装置である（図1参照）40。

【0019】

電子内視鏡10は、先端部に照明部11、対物光学系13、及び撮像部15を有し、照明部11によって照らされた被写体である体内などを、対物光学系13を介して撮像部15で撮像する。

【0020】

照明部11は、ライトガイド11a、照明レンズ11bを有する。撮像部15は、CMOSセンサ15a、相関二重サンプリング回路（CDS：Correlated Dou50

ble Sampling) 15b、ADC (Analogue Digital Converter) 15c、映像信号用LDドライバ15d、VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting Laser) などの映像信号発光部15e、映像信号用光ファイバケーブル15f、制御信号用光ファイバケーブル17a、PD (Photo Diode) などの制御信号受光部17b、制御信号用PLL復調部17c、タイミングジェネレータ (TG: Timing Generator) 17d、電源ケーブル19a、及び電源部19bを有する。

【0021】

また撮像部15は、実装に関する部分として、セラミック基板14a、シリコン基板であるCMOSセンサチップ14b、撮像用プリズム14c、ワイヤボンディング14d、リードフレーム14e、映像信号用集光レンズ16a、映像信号用プリズム16b、制御信号用プリズム18a、制御信号用集光レンズ18b、パスコン19cを有する(図2、3参照)。なお、図3は、撮像用プリズム14c、映像信号用集光レンズ16a、映像信号用プリズム16b、制御信号用プリズム18a、及び制御信号用集光レンズ18bを省略している。

【0022】

プロセッサ30は、電子内視鏡10に照明光と電力を供給し、電子内視鏡10で撮像された被写体の画像信号について画像処理を行い、TVモニタ(不図示)で観察可能なビデオ信号に変換する。

【0023】

プロセッサ30は、光源部31、PD (Photo Diode) などの映像信号受光部35a、映像信号用PLL復調部35b、DSP回路35c、DAC (Digital Analogue Converter) 35d、エンコーダ35e、CPU37a、同期信号発生器 (SSG: Synchronization Signal Generator) 37b、制御信号用LDドライバ37c、ファブリペローレーザ (FPLD: Fabry Perot Laser) などの制御信号発光部37d、及びCMOS電源部39を有する。

【0024】

光源部31は、キセノンランプ光源などの点燈回路であり、被写体を照らす照明光を発光する。光源部31から発光された照明光は、ライトガイド11a、照明レンズ11bを介して電子内視鏡10の先端部から被写体に向けて照射される。

【0025】

被写体像は、CMOSセンサ15aによって対物光学系13を介した光学像として撮像される。CDS15bにおける相關二重サンプリング処理、及びADC15cにおけるA/D変換後、プロセッサ30のDSP回路35cにおいて画像処理される。

【0026】

第1実施形態では、撮像素子として、CMOSセンサを使用する。CMOSセンサは、光を受ける受光素子の近くに増幅回路があるため、CCDに比べてノイズに強い特性を有する。また、駆動するための電源も+3.3Vの片電源で良いため、プロセッサ30と電子内視鏡10の先端部との間の配線数が少なくて済むメリットを有する。

【0027】

電子内視鏡10のADC15cから、プロセッサ30のDSP回路35cへの画像信号伝送は、光を用いて行われる。すなわち、ADC15cでデジタル変換された画像信号は、映像信号用LDドライバ15dによって光の点滅による信号(光の信号)に変換され、パルス駆動された映像信号発光部15eで点滅される。点滅による信号は、映像信号用光ファイバケーブル15fを介して、フォトダイオードが形成された映像信号受光部35aで受光及び増幅され、映像信号用PLL復調部35bでDSP回路35cにおいて画像処理が可能な状態に復調される。

【0028】

これにより、アナログの電気信号で伝送される場合に比べて、電子内視鏡10からプロ

10

20

30

40

50

セッサ30への間の信号劣化を軽減することが出来る。

【0029】

また、デジタルの電気信号が光の信号に変換されて伝送されるため、アナログの電気信号が光の信号に変換されて伝送される場合に比べて、多くの情報を伝送することが可能になる。

【0030】

例えば、VGA (640 × 480 30万画素)、30フレーム/秒のフレームレート、及び10ビット階調(1024段階)の色階調の場合、これらをかけた伝送速度は、約92Mbpsである。電子内視鏡10とプロセッサ30との間を細いケーブルを使ってアナログの電気信号を伝送する場合、100~200Mbpsを越えた伝送速度で、映像信号を位相遅れなく伝送することは困難である。しかし、第1実施形態のようにデジタルの光信号を伝送する場合には、高精細画素、高フレームレート、及び高階調に対応して1Gbpsを越えた伝送速度でも、映像信号を位相遅れなく伝送することが可能である。

【0031】

DSP回路35cによる画像処理後、DAC35dでアナログ信号に変換され、アナログRGBコンポーネント信号、エンコーダ35eでY/C分離されたビデオ信号などがTVモニタ(不図示)に送られる。TVモニタはこれを映像信号として表示する。

【0032】

CPU37aは、各部の制御を行う。特に、AGC(オートゲインコントロール)やAE(自動露出)、及びフリーズ写真取得などのトリガー信号が、CPU37aから、SSG37bなどを介して、コマンド制御信号として電子内視鏡10に送られる。

【0033】

具体的には、CPU37aは、SSG37bにおいてパルス(同期信号)を発生させる。同期信号は、制御信号用LDドライバ37cによってパルスに基づく光の点滅による信号に変換され、パルス駆動された制御信号発光部37dで点滅される。点滅による信号(光の信号)は、制御信号用光ファイバケーブル17aを介して、フォトダイオードが形成された制御信号受光部17bで受光及び増幅され、制御信号用PLL復調部17cで復調される。復調された信号に基づいて、タイミングジェネレータ17dは、クロックパルスを出力する。CMOSセンサ15a、CDS15b、及びADC15cの動作はタイミングジェネレータ17dで出力されたクロックパルスに従って行われる。

【0034】

プロセッサ30のCMOS電源部39は、電源ケーブル19aを介して電子内視鏡10の電源部19bに電力を供給する。電源部19bは、撮像部15など電子内視鏡10の各部に電力を供給する。

【0035】

第1実施形態では、プロセッサ30から電子内視鏡10への電力供給は、電源ケーブルを介して行う形態を説明したが、電子内視鏡10のCOMSセンサ15aがある先端部に光を電気エネルギーに変換する太陽電池を配置し、ライトガイド11aから供給される照明光に基づいて太陽電池で発電させ、電力を電子内視鏡10の各部へ供給する形態であってもよい。この場合、CMOS電源部39、及び電源ケーブル19aが不要になるため、電子内視鏡10のプロセッサ30との接続部から先端部までのケーブル部分の直径を小さくすることが可能になる上、外部からの回り込みノイズを軽減することが可能になる。また、プロセッサ30と、電子内視鏡10の先端部との絶縁性が向上し、光源部31にあるキセノンランプの高電圧電源からの感電事故を防止することが可能になる。

【0036】

次に、第1実施形態におけるCMOSセンサ15aなどの実装について説明する(図2、図3参照)。

【0037】

CMOSセンサチップ14bは、対物光学系13のレンズ面と垂直(光軸と平行)に配置された1つの平面上にあるセラミック基板14a上に取り付けられる。CMOSセンサ

10

20

30

40

50

15aは、CMOSセンサチップ14b上に構成され、対物光学系13を介して結像された被写体像を撮像する。制御信号受光部17bは、CMOSセンサチップ14b上に構成され、制御信号用光ファイバケーブル17aを介して送られた制御信号を撮像(受光)する。

【0038】

CMOSセンサチップが有するフォトダイオードの領域の一部が、CMOSセンサ15aのフォトダイオードとして、他の一部が制御信号受光部17bのフォトダイオードとして使用されてもよい。

【0039】

この場合、製造工程の簡素化、及びコストダウンが可能になる。具体的には、別の製造工程で作られたフォトダイオードを設置するよりも少ない工数で製造することが出来る。例えば、マスクを使えば、一度の露光焼き付けで、2個のフォトダイオードを製造することが出来、別々に製造する場合に比べてコストを抑えることが出来る。また、CMOSセンサ15aのフォトダイオードと制御信号用受光部17bのフォトダイオードとを同時に設置出来るので位置調整工数を抑えることも可能になる。

【0040】

関二重サンプリング回路15b、ADC15c、制御信号用PLL復調部17c、及びタイミングジェネレータ17dは、CMOSセンサチップ14b上に構成される(図2、3では不図示)。すなわち、同一製造プロセスに、CMOSセンサ15a、関二重サンプリング回路15b、ADC15c、制御信号受光部17b、制御信号用PLL復調部17c、及びタイミングジェネレータ17dが組み込みされる。

【0041】

対物光学系13を介して入射された光の光路は、撮像用プリズム14cでCMOSセンサ15aに向けて曲げられる。

【0042】

制御信号用ケーブル17aを介して送られてきた光の光路は、制御信号用プリズム18aで制御信号受光部17bに向けて曲げられ、制御信号用集光レンズ18bで集光される。

【0043】

映像信号発光部15eは、セラミック基板14aに取り付けられたリードフレーム14eに、ワイヤボンディング14dを介して接続される。映像信号発光部15eで発光した光は、映像信号用集光レンズ16aで集光され、その光路は映像信号用プリズム16bで映像信号用光ファイバケーブル15fの撮像部15側の端部(入射面)に向けて曲げられる。

【0044】

CMOSセンサチップ14bは、ワイヤボンディング14dを介して各リードフレーム14eと接続される。

【0045】

電源ケーブル19aは、セラミック基板14aに取り付けられたリードフレーム14e上のパスコン(バイパスコンデンサ)19cに接続される。

【0046】

撮像用プリズム14c、映像信号用プリズム16b、制御信号用プリズム18aを使って、光の伝送される方向を垂直に曲げることにより、1つの平面で構成される基板(セラミック基板14a)上に、CMOSセンサ15aなどを配置することが可能になる。

【0047】

電子内視鏡10の先端部は、約10mmの直径を有し、その中でCMOSセンサ15aなどが実装される撮像部15がある部分の形状が、ノズル、ライトガイド11a、及び鉗子口との関係から、約4mmの対物光学系13のレンズ径をはみ出ないのが望ましい。撮像素子として、COMSセンサを使用する場合には、関二重サンプリング回路15bなどの周辺回路をCMOSセンサ近くに実装する必要があるが、第1実施形態では、これら

10

20

30

40

50

を取り付けるセラミック基板 14a が、対物光学系 13 のレンズ面に垂直な位置関係にあるため、その存在（配置関係）により撮像部 15 がレンズ径よりも大きくはみ出た形状にはならない。

【0048】

次に、第2実施形態について説明する。第2実施形態では、第1実施形態と撮像部 15 の実装形態が異なる。以下、第1実施形態と異なる部分を中心に説明する。

【0049】

第2実施形態における撮像部 15 は、第1～第3基板 14a1～14a3、CMOS センサチップ 14b を有する（図4参照）。第2実施形態におけるタイミングジェネレータ 17d は、サブ TG 17d1、及びメイン TG 17d2 を有する。

10

【0050】

第1～第3基板 14a1～14a3 は、対物光学系 13 のレンズ面に平行で且つ、対物光学系 13 側から順に配置される積層基板である。

【0051】

CMOS センサチップ 14b は、第1基板 14a1 上で且つ対物光学系 13 側に構成される。CMOS センサ 15a は、CMOS センサチップ 14b 上に構成され、対物光学系 13 を介して結像された被写体像を撮像する。

20

【0052】

相關二重サンプリング回路 15b、及びサブ TG 17d1 は、CMOS センサチップ 14b 上に構成される。すなわち、同一製造プロセスに、CMOS センサ 15a、相關二重サンプリング回路 15b、及びサブ TG 17d1 が組み込みされる。サブ TG 17d1 は、メイン TG 17d2 から出力されるクロックパルスを、COMS センサ 15a、及び相關二重サンプリング回路 15b に合わせたクロックパルスに変換して出力する。

20

【0053】

精密な読み出しを必要とする CMOS センサ 15a において、読み出しのタイミングを制御するためのサブ TG 17d1 を CMOS センサ 15a の近くに配置することにより、始点と終点でもタイミング制御をそろえやすくなるメリットを有する。また、配線長、位相遅れ回避のための引き回し長を抑えることが出来るので、基板が大きくなるのを防ぐことが出来る。また、将来、CMOS センサ 15a の画素数が増えた場合にも、位相遅れを少なくし、動作速度を早くしても読み出し速度を維持することが可能になる。

30

【0054】

ADC 15c、制御信号用 PLL 復調部 17c、メイン TG 17d2、及び電源部 19b は、第2基板 14a2 上に構成される。メイン TG 17d2 は、ADC 15c などに合わせたクロックパルスを出力する。

30

【0055】

映像信号発光部 15e、映像信号用 LD ドライバ 15d、及び制御信号受光部 17b は、第3基板 14a3 上で且つ対物光学系 13 と反対側に構成される。映像信号用光ファイバケーブル 15f の端部（入射面）は、映像信号発光部 15e の発光面と対向する位置関係に、制御信号用光ファイバケーブル 17a の端部（出射面）は、制御信号受光部 17b の受光面と対向する位置関係に配置される。

40

【0056】

撮像素子として、COMS センサを使用する場合には、相關二重サンプリング回路 15b などの周辺回路を CMOS センサ近くに実装する必要があるが、第2実施形態では、これらを取り付ける基板を、対物光学系 13 の光軸に平行な位置関係に積層することにより、撮像部 15 が対物光学系 13 のレンズ径よりも大きくはみ出た形状にはならない。

【0057】

次に、第3実施形態について説明する。第3実施形態では、電子内視鏡 10 とプロセッサ 30 との間の情報を送受信する光ファイバケーブルの形態が第2実施形態と異なる。以下、第2実施形態と異なる部分を中心に説明する。

【0058】

50

第3実施形態における撮像部15は、第1～第4基板14a1～14a4、CMOSセンサチップ14b、第1偏光ミラー15g、第1集光レンズ15h、及び映像信号用光ファイバケーブル15fと制御信号用光ファイバケーブル17aの代わりとしての光ファイバケーブル15iを有する(図5参照)。第3実施形態におけるタイミングジェネレータ17dは、サブTG17d1、及びメインTG17d2を有する。第3実施形態におけるプロセッサ30は、さらに第2偏光ミラー37e、第2集光レンズ37fを有する。

【0059】

光ファイバケーブル15iは、電子内視鏡10からプロセッサ30へ送信される映像信号用の送信ケーブルとして使用され、且つプロセッサ30から電子内視鏡10へ送信される制御信号用の送信ケーブルとして使用される。

10

【0060】

第1～第3基板14a1～14a3は、対物光学系13のレンズ面に平行で且つ、対物光学系13側から順に配置される積層基板である。第4基板14a4は、第3基板14a3に垂直に配置される。

【0061】

第1、第2基板14a1、14a2の構成は、第2実施形態と同じである。

【0062】

映像信号発光部15e、及び映像信号用LDドライバ15dは、第3基板14a3上で且つ対物光学系13と反対側に構成される。光ファイバケーブル15iの電子内視鏡側の端部は、第1集光レンズ15h、第1偏光ミラー15gを介して、映像信号発光部15eの発光面と対向する位置関係に配置される。

20

【0063】

第1偏光ミラー15gは、映像信号発光部15eから出射される映像信号に関する光を透過し、光ファイバケーブル15iから出射される制御信号に関する光を反射する偏光ミラー(WDM:Wavelength Division Multiplexing)を有する。映像信号に関する光と制御信号に関する光とは異なる波長になるように設定され、例えば制御信号よりも情報量の多い映像信号に関する光が850nm程度の波長を有する赤外線、制御信号に関する光が680nm程度の波長を有する赤色光に設定される。

【0064】

第1集光レンズ15hは、映像信号発光部15eから出射され、第1偏光ミラー15gを透過した映像信号に関する光を、光ファイバケーブル15iの電子内視鏡側の端部に集光し、光ファイバケーブル15iの電子内視鏡側の端部から出射された制御信号に関する光を、第1偏光ミラー15gを介して、制御信号受光部17bに集光する。

30

【0065】

制御信号受光部17bは、第4基板14a4上で且つ撮像部15の内側に向かって、且つ第1偏光ミラー15gで反射された制御信号に関する光を受光する位置関係に構成される。

【0066】

映像信号受光部35aは、第2偏光ミラー37eで反射された映像信号に関する光を受光する位置関係に配置される。

40

【0067】

制御信号発光部37dは、光ファイバケーブル15iのプロセッサ30側の端部と、第2偏光ミラー37e、第2集光レンズ37fを介して、対向する位置関係に配置される。

【0068】

第2偏光ミラー37eは、制御信号発光部37dから出射される制御信号に関する光を透過し、光ファイバケーブル15iから出射される映像信号に関する光を反射する偏光ミラー(WDM:Wavelength Division Multiplexing)を有する。

【0069】

第2集光レンズ37fは、制御信号発光部37dから出射され、第2偏光ミラー37e

50

を透過した制御信号に関する光を、光ファイバケーブル 15 i のプロセッサ側の端部に集光し、光ファイバケーブル 15 i のプロセッサ側の端部から出射された映像信号に関する光を、第 2 偏光ミラー 37 e を介して、映像信号受光部 35 a に集光する。

【0070】

第 3 実施形態では、電子内視鏡 10 から映像信号を伝送するための光ファイバケーブルと、プロセッサ 30 から映像信号を伝送するための光ファイバケーブルを共用することにより、電子内視鏡 10 のケーブル部分の直径を小さくすることが可能となるため可携性（曲がりやすさ）が良好となるとともに患者への負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0071】

10

【図 1】第 1 ~ 第 3 実施形態における内視鏡装置の構成図である。

【図 2】第 1 実施形態における撮像部の側面図である。

【図 3】第 1 実施形態における撮像部の上面図である。

【図 4】第 2 実施形態における撮像部の上面図である。

【図 5】第 3 実施形態における撮像部の上面図である。

【符号の説明】

【0072】

20

1 内視鏡装置

10 電子内視鏡

11 照明部

11 a ライトガイド

11 b 照明レンズ

13 対物光学系

14 a セラミック基板

14 a 1 ~ 14 a 4 第 1 ~ 第 4 基板

14 b C M O S センサチップ

14 c 撮像用プリズム

14 d ワイヤボンディング

14 e リードフレーム

15 撮像部

30

15 a C M O S センサ

15 b 相関二重サンプリング回路

15 c A D C

15 d 映像信号用 L D ドライバ

15 e 映像信号発光部

15 f 映像信号用光ファイバケーブル

15 g 第 1 偏光ミラー

15 h 第 1 集光レンズ

15 i 光ファイバケーブル

16 a 映像信号用集光レンズ

40

16 b 映像信号用プリズム

17 a 制御信号用光ファイバケーブル

17 b 制御信号受光部

17 c 制御信号用 P L L 復調部

17 d タイミングジェネレータ

17 d 1 サブ T G

17 d 2 メイン T G

18 a 制御信号用プリズム

18 b 制御信号用集光レンズ

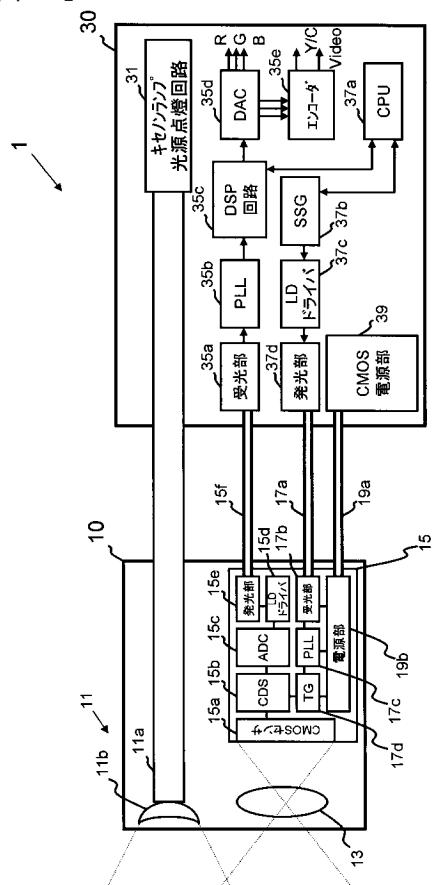
19 a 電源ケーブル 19 a

50

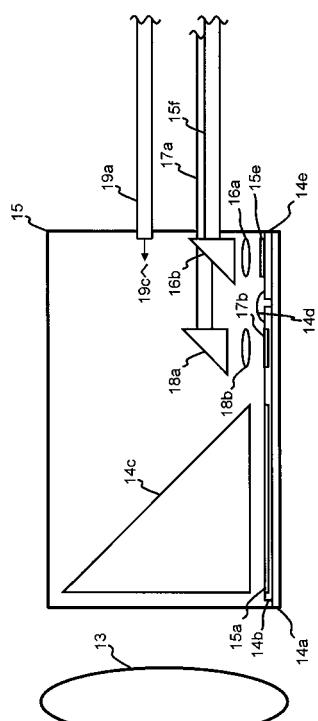
- 1 9 b 電源部
 1 9 c パスコン
 3 0 プロセッサ
 3 1 光源部
 3 5 a 映像信号受光部
 3 5 b 映像信号用PLL復調部
 3 5 c DSP回路
 3 5 d DAC
 3 5 e エンコーダ
 3 7 a CPU
 3 7 d 動機信号発生器
 3 7 c 制御信号用LDドライバ
 3 7 d 制御信号発光部
 3 7 e 第2偏光ミラー
 3 7 f 第2集光レンズ
 3 9 CMOS電源部

10

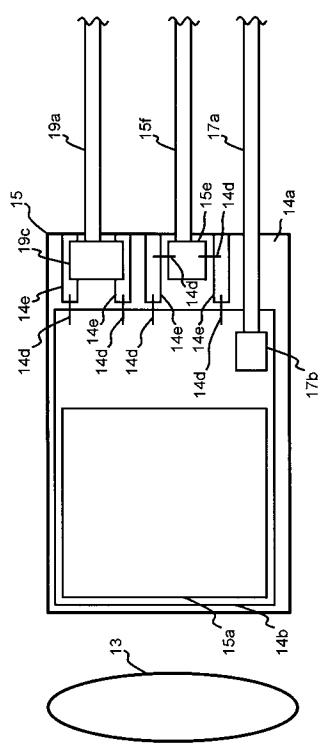
【図1】



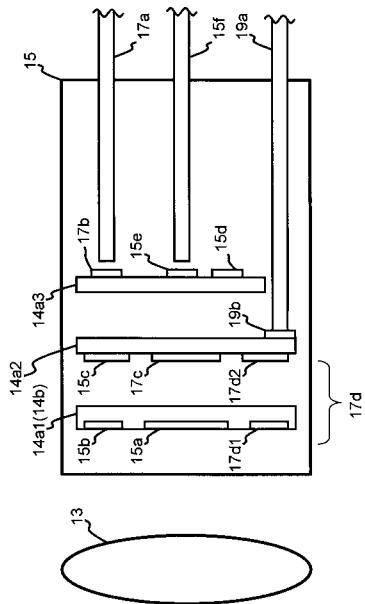
【図2】



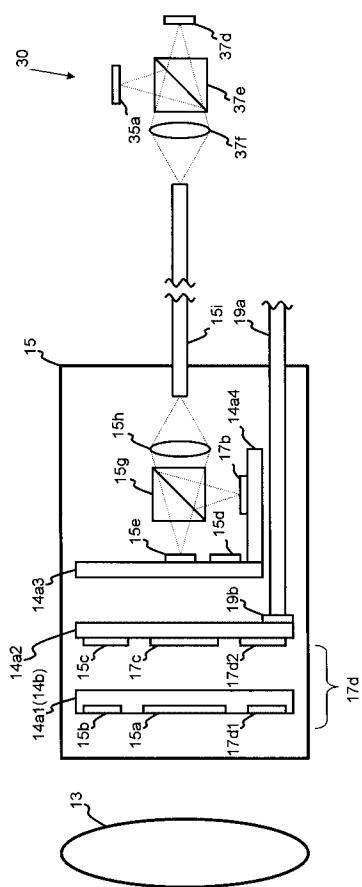
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 久保 渉
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 大野 政博
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 有本 昭
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 新井 紳一
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 佐藤 公一
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 薦村 孝一
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 高山 真一
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA23 CA11 CA23 CA26 FA08 FA10 FA13 FA14 GA02 GA06
4C061 CC06 FF46 FF47 LL02 NN01 PP07 SS11
5C054 CC03 DA10 EB05 HA12

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2007260066A	公开(公告)日	2007-10-11
申请号	JP2006087799	申请日	2006-03-28
[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		
[标]发明人	久保涉 大野政博 有本昭 新井紳一 佐藤公一 鳩村孝一 高山真一		
发明人	久保 涉 大野 政博 有本 昭 新井 紳一 佐藤 公一 鳩村 孝一 高山 真一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B5/0017 A61B1/00006 A61B1/00013 A61B1/00096 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.681 A61B1/00.731 A61B1/04.530 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA26 2H040/FA08 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040 /FA14 2H040/GA02 2H040/GA06 4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP07 4C061/SS11 5C054/CC03 5C054/DA10 5C054/EB05 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161 /FF46 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP07 4C161/SS11 4C161/UU05		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种使用光进行信号传输而不扩大电子内窥镜的尖端部分的装置。内窥镜装置1包括CMOS传感器15a和电子内窥镜10，电子内窥镜10具有视频信号发射部分15e，用于在被转换成光信号的状态下发射由COMS传感器15a捕获的图像信号。配备了。并且处理器30具有图像信号接收部分35a，用于接收与从图像信号发射部分15e发射的图像信号有关的光，并基于与图像信号有关的光信号进行图像处理。点域1

