

(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2008-36356
(P2008-36356A)

(43) 公開日 平成20年2月21日(2008.2.21)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	3 7 2 2 H 04 O
G02B 23/24 (2006.01)	A 61 B 1/04	3 6 2 J 4 C 06 1
HO4N 7/18 (2006.01)	G 02 B 23/24	B 5 C 05 4
	H O 4 N 7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-218508 (P2006-218508)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成18年8月10日 (2006.8.10)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電子内視鏡装置及び電子内視鏡システム

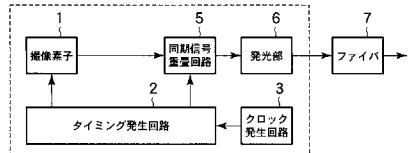
(57) 【要約】

【課題】電子内視鏡装置の細径化に寄与する電子内視鏡装置内の配線数を少なくすることができる電子内視鏡装置、及びこのような電子内視鏡装置を備える電子内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】電子内視鏡装置の先端部に設けられた撮像素子1において得られた電気信号を発光部6において光信号に変換し、この光信号を、ファイバ7を介して伝送する。これにより、電子内視鏡装置内部の配線を少なくて、電子内視鏡装置の先端部の細径化を図ることが可能である。

【選択図】図6

図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

当該電子内視鏡装置の先端部に設けられ、該電子内視鏡装置の先端部に入射した光を電気信号に変換する撮像手段と、

前記撮像手段からの電気信号を光信号に変換する発光手段と、

前記電子内視鏡装置の先端部に取り付けられ、前記発光手段からの光信号を導く伝送手段と、

を具備し、

前記撮像手段からの電気信号を光信号に変換した状態で前記電子内視鏡装置の先端部から前記伝送手段を介して伝送することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

当該電子内視鏡装置の先端部に設けられ、該電子内視鏡装置の先端部に入射した光を電気信号に変換する撮像手段と、

前記撮像手段からの電気信号をサンプリングするサンプリング手段と、

前記サンプリング手段からの出力信号を光信号に変換する発光手段と、

前記電子内視鏡装置の先端部に取り付けられ、前記発光手段からの光信号を導く伝送手段と、

を具備し、

前記サンプリング手段からのベースバンドの電気信号を光信号に変換した状態で前記電子内視鏡装置の先端部から前記伝送手段を介して伝送することを特徴とする電子内視鏡装置。

20

【請求項 3】

光を電気信号に変換する撮像手段と、前記撮像手段からの電気信号をサンプリングするサンプリング手段と、前記サンプリング手段からの出力信号に画像を再生するための同期信号を重畠する同期信号重畠手段と、前記同期信号重畠手段からの出力信号を光信号に変換する発光手段と、前記発光手段からの光信号を導く伝送手段と、を具備する電子内視鏡装置と、

前記伝送手段からの光信号を電気信号に変換する受光手段と、前記受光手段からの電気信号から前記同期信号を分離する同期信号分離手段と、前記分離された同期信号から当該外部装置の各回路を制御するための制御信号を生成する制御手段と、前記受光手段からの電気信号に対し当該外部装置の表示系に適合した信号処理を行う信号処理回路と、を具備する外部装置と、

を有し、前記サンプリング手段からのベースバンドの電気信号を光信号に変換した状態で前記電子内視鏡装置の先端部から前記伝送手段を介して伝送することを特徴とする電子内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記同期信号重畠手段は、前記サンプリング手段からの出力信号に前記同期信号を重畠する際に、更に前記同期信号にクロック信号を重畠し、

前記制御手段は、前記同期信号に重畠されたクロック信号から画像の色信号を再生するためのサンプリングパルスを発生させることを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 5】

電子内視鏡装置と外部装置とから構成される電子内視鏡システムであって、光を電気信号に変換する撮像手段と、

前記撮像手段からの電気信号をサンプリングするサンプリング手段と、

前記サンプリング手段からの出力信号を光信号に変換する第 1 の発光手段と、

前記第 1 の発光手段で変換される光信号に含まれる情報とは異なる情報を前記第 1 の発光手段で得られる光信号の波長とは異なる波長の光信号に変換する少なくとも 1 つの第 2 の発光手段と、

前記第 1 及び第 2 の発光手段からの光信号を多重化して伝送する伝送手段と、

50

前記伝送手段からの光信号を前記第1の発光手段からの光信号と前記第2の発光手段からの光信号とに分離する光分離手段と、

前記光分離手段にて分離された前記第1の発光手段からの光信号に相当する光信号を電気信号に変換する第1の受光手段と、

前記光分離手段にて分離された第2の発光手段からの光信号に相当する光信号を電気信号に変換する第2の受光手段と、

前記第1の受光手段から出力される電気信号を信号処理する信号処理手段と、

前記信号処理手段で信号処理された電気信号に基づいて画像を再生表示する表示手段と、

、
を有することを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【請求項6】

前記第2の発光手段において変換される情報は、少なくとも前記画像を再生表示するための同期信号を含むことを特徴とする請求項5に記載の電子内視鏡システム。

【請求項7】

前記サンプリング手段からの出力信号に画像を再生するための同期信号を重畠する同期信号重畠手段を更に有し、

前記同期信号にクロック信号を重畠し、重畠したクロック信号にて画像の色信号を再生するためのサンプリングパルスを発生させることを特徴とする請求項6に記載の電子内視鏡システム。

【請求項8】

前記第1の発光手段で得られる光信号に含まれる情報は前記撮像手段からの1色分の電気信号に相当し、前記第2の発光手段で得られる光信号に含まれる情報はライン毎に異なる前記1色分の電気信号とは異なる色の電気信号に相当することを特徴とする請求項5に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項9】

前記第2の発光手段は前記外部装置に設けられ、且つ前記第2の受光手段は前記電子内視鏡装置の先端部に設けられることを特徴とする請求項5に記載の電子内視鏡システム。

【請求項10】

前記撮像手段は前記電子内視鏡装置に設けられ、

前記第2の発光手段からは、前記撮像手段の駆動を制御するための情報が伝送されることを特徴とする請求項9に記載の電子内視鏡システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置及び電子内視鏡システムに関し、特に電子内視鏡装置及び電子内視鏡システムにおける信号伝送技術に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、特許文献1において提案されている電子内視鏡装置は、光学インターフェースによる信号伝送において無接点接続を実現している。無接点接続により電極が表面に出ないため、防水キャップ等を設けることなく電子内視鏡装置を洗浄、消毒等することができる。また、接点を持たないために電気的なアイソレーション状態を得ることができ患者への安全性も確保することができる。

40

【特許文献1】特許第3615890号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ここで、特許文献1においては、電子内視鏡装置の本体内部の配線については言及されておらず、光学素子（撮像素子）以外の、デジタル処理回路（DSP）等の回路部は、電子内視鏡装置と外部装置とを繋ぐ光学インターフェースの近傍にまとめて配置する例が示

50

されている。また別の例として回路部を操作部に配置しても良い旨が記載されている。

【0004】

即ち、特許文献1の手法では、電子内視鏡装置と外部装置との間の接点数はデジタルインターフェースを使用することにより少なくできるが、電子内視鏡装置の内部の配線数は従来と同じである。つまり、電子内視鏡装置の内部の配線数は撮像素子の駆動信号分だけ必要となっている。

【0005】

ところで電子内視鏡検査において被験者の負担をより軽減するためには電子内視鏡装置の細径化を進めることが必要であり、それを達成するためには電子内視鏡装置の内部の配線数を少なくすることが必要である。特許文献1における回路部を電子内視鏡装置の先端部に配置する場合には信号の配線数は光インターフェースの数を2本で構成することができるが、その分だけ電子内視鏡装置の先端部の回路規模が大きくなってしまう。また、特許文献1の手法においては撮像素子からの画像信号とは別にマイコンからの制御信号を外部装置に送っているが、制御信号以外に同期信号やクロック信号等を外部装置に送るにはさらに多くの配線が必要となる。

10

【0006】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、電子内視鏡装置の細径化に寄与する電子内視鏡装置内の配線数を少なくすることができる電子内視鏡装置、及びこのような電子内視鏡装置を備える電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の目的を達成するために、本発明の第1の態様の電子内視鏡装置は、電子内視鏡装置の先端部に設けられ、該電子内視鏡装置の先端部に入射した光を電気信号に変換する撮像手段と、前記撮像手段からの電気信号を光信号に変換する発光手段と、前記電子内視鏡装置の先端部に取り付けられ、前記発光手段からの光信号を導く伝送手段とを具備し、前記撮像手段からの電気信号を光信号に変換した状態で前記電子内視鏡装置の先端部から前記伝送手段を介して伝送することを特徴とする。

【0008】

また、上記の目的を達成するために、本発明の第2の態様の電子内視鏡装置は、電子内視鏡装置の先端部に設けられ、該電子内視鏡装置の先端部に入射した光を電気信号に変換する撮像手段と、前記撮像手段からの電気信号をサンプリングするサンプリング手段と、前記サンプリング手段からの出力信号を光信号に変換する発光手段と、前記電子内視鏡装置の先端部に取り付けられ、前記発光手段からの光信号を導く伝送手段とを具備し、前記サンプリング手段からのベースバンドの電気信号を光信号に変換した状態で前記電子内視鏡装置の先端部から前記伝送手段を介して伝送することを特徴とする。

30

【0009】

これら第1及び第2の態様によれば、撮像手段で得られた電気信号を変調せずに光信号に変換して伝送することにより、電子内視鏡装置内の配線数を少なくすることができる。

【0010】

また、上記の目的を達成するために、本発明の第3の態様の電子内視鏡システムは、光を電気信号に変換する撮像手段と、前記撮像手段からの電気信号をサンプリングするサンプリング手段と、前記サンプリング手段からの出力信号に画像を再生するための同期信号を重畳する同期信号重畠手段と、前記同期信号重畠手段からの出力信号を光信号に変換する発光手段と、前記発光手段からの光信号を導く伝送手段と、を具備する電子内視鏡装置と、前記伝送手段からの光信号を電気信号に変換する受光手段と、前記受光手段からの電気信号から前記同期信号を分離する同期信号分離手段と、前記分離された同期信号から当該外部装置の各回路を制御するための制御信号を生成する制御手段と、前記受光手段からの電気信号に対し当該外部装置の表示系に適合した信号処理を行う信号処理回路と、を具備する外部装置と、を有し、前記サンプリング手段からのベースバンドの電気信号を光信号に変換した状態で前記電子内視鏡装置の先端部から前記伝送手段を介して伝送すること

40

50

を特徴とする。

【0011】

この第3の態様によれば、撮像手段で得られた電気信号に同期信号を重畠して伝送することが可能である。

【0012】

また、上記の目的を達成するために、本発明の第4の態様の電子内視鏡システムは、電子内視鏡装置と外部装置とから構成される電子内視鏡システムであって、光を電気信号に変換する撮像手段と、前記撮像手段からの電気信号をサンプリングするサンプリング手段と、前記サンプリング手段からの出力信号を光信号に変換する第1の発光手段と、前記第1の発光手段で変換される光信号に含まれる情報とは異なる情報を前記第1の発光手段で得られる光信号の波長とは異なる波長の光信号に変換する少なくとも1つの第2の発光手段と、前記第1及び第2の発光手段からの光信号を多重化して伝送する伝送手段と、前記伝送手段からの光信号を前記第1の発光手段からの光信号と前記第2の発光手段からの光信号とに分離する光分離手段と、前記光分離手段にて分離された前記第1の発光手段からの光信号に相当する光信号を電気信号に変換する第1の受光手段と、前記光分離手段にて分離された第2の発光手段からの光信号に相当する光信号を電気信号に変換する第2の受光手段と、前記第1の受光手段から出力される電気信号を信号処理する信号処理手段と、前記信号処理手段で信号処理された電気信号に基づいて画像を再生表示する表示手段とを有することを特徴とする。

10

【0013】

この第4の態様によれば、撮像手段で得られた画像信号以外の情報を画像信号と共に多重化して伝送することにより、電子内視鏡装置内の配線数をより少なくすることができる。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、電子内視鏡装置の細径化に寄与する電子内視鏡装置内の配線数を少なくすることができる電子内視鏡装置、及びこのような電子内視鏡装置を備える電子内視鏡システム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】

【0015】

30

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

[第1の実施形態]

まず、本発明の第1の実施形態について説明する。本発明の第1の実施形態に係る電子内視鏡システムは、電子内視鏡装置と外部装置とから構成されている。このような電子内視鏡システムにおいて、電子内視鏡装置は、被検体の体内を撮像して画像信号を取得し、この画像信号を光信号として外部装置に伝送する。外部装置はこの光信号を電気信号に変換し、被検体の体内画像を再生表示する。

【0016】

図1は、本発明の第1の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。図1に示す電子内視鏡装置の先端部には、撮像素子1と、タイミング発生回路2と、クロック信号発生回路3と、相関二重サンプリング(CDS)回路4と、同期信号重畠回路5と、発光部6とが設けられている。そして、電子内視鏡装置の先端部にはファイバ7が接続されている。

40

【0017】

撮像素子1は、電子内視鏡装置の先端部から入射する被検体内の光を電気信号(画像信号)に変換して後段のCDS回路4に出力する。タイミング発生回路2はクロック信号発生回路3からのクロック信号を受けて撮像素子1を駆動するための駆動パルス及びCDS回路4におけるサンプリングタイミングを指定するためのサンプリングパルスを発生させる。CDS回路4は、タイミング発生回路2からのサンプリングパルスに従って撮像素子1からの画像信号をサンプリングして同期信号重畠回路5に入力する。同期信号重畠回路

50

5 は C D S 回路 4 からの出力画像信号に、外部装置側において画像の再生を行うための同期信号を重畠する。発光部 6 は、例えば L E D 等の発光素子とその駆動回路とから構成され、同期信号重畠回路 5 において同期信号が重畠された画像信号を光信号に変換し、この光信号を、ファイバ 7 を介して外部装置に伝送する。

【 0 0 1 8 】

ここで、図 1 の構成においては、撮像素子 1 からの画像信号は変調されることなくアナログ信号のベースバンドで送信される。このため、電子内視鏡装置の先端部における回路構成は、図 1 に示すような C D S 回路等のアナログ信号処理回路及びタイミング発生回路 2 等の撮像素子 1 の駆動回路のみで良い。つまり、A / D 変換回路等のデジタル信号処理回路を電子内視鏡の先端部に設ける必要がないため電子内視鏡装置の先端部の構成を必要最小限にして、電子内視鏡装置の先端部を小型化することができる。

10

【 0 0 1 9 】

図 2 は、発光部 6 の発光素子に L E D を用いた場合の構成例を示す図である。図 2 に示すように、発光部 6 は、トランジスタ 8 、抵抗 9 、 L E D 1 0 から構成されている。そして、同期信号重畠回路 5 の出力信号はトランジスタ 8 のベースに入力される。ここで、同期信号重畠回路 5 からの入力信号は、そのレベルによって L E D 1 0 に流れる電流が直線的に変化するように調整しておく。なお、同期信号重畠回路 5 からの入力信号は、最下位の電圧レベルが入力されても L E D 1 0 に電流が流れるようにしておく。これは、トランジスタ 8 のベース - エミッタ間電圧が素子の特性に起因するある電圧以上でなければ、トランジスタ 8 が動作しないためであり、また、同期信号重畠回路 5 からの入力信号が全て、 L E D 1 0 の発光量が直線的に変化する範囲に入るようとするためである。

20

【 0 0 2 0 】

次に、同期信号重畠回路 5 における画像信号への同期信号の重畠タイミングについて説明する。図 3 (a) は、 C D S 回路 4 においてサンプリングされた画像信号について示す図である。この図 3 (a) に示した画像信号に対し、図 3 (b) に示すように画像信号出力期間外に画像信号とは電圧の向きが異なる同期信号を重畠する。ただし、同期信号は図 3 (a) に示す信号の黒基準を示す期間には重畠しないこととする。その理由は後述するクランプ回路 1 4 におけるクランプを黒基準の期間内で行うためである。ここで、図 3 (b) は画像信号に水平同期信号を重畠する例である。実際には画像信号の先頭に水平同期信号よりもパルス幅の長い垂直同期信号を合わせて重畠する。ここで、水平同期信号は画像の 1 ラインの区切りを識別するための同期信号であり、垂直同期信号は画像の 1 フレームの区切りを識別するための同期信号である。

30

【 0 0 2 1 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。図 4 に示すように、外部装置には、受光部 1 1 と、同期信号分離回路 1 2 と、システムコントロール回路 1 3 と、クランプ回路 1 4 と、 A / D 変換回路 1 5 と、信号処理回路 1 6 と、モニタ 1 7 とが設けられている。

【 0 0 2 2 】

受光部 1 1 は、フォトダイオード等の受光素子を含み、ファイバ 7 を介して電子内視鏡装置から伝送される光信号をその光量に応じた電気信号（画像信号）に変換し、この画像信号を同期信号分離回路 1 2 とクランプ回路 1 4 とに出力する。同期信号分離回路 1 2 は、受光部 1 1 からの出力信号に含まれる同期信号成分を分離し、システムコントロール回路 1 3 に入力する。システムコントロール回路 1 3 は、入力された同期信号から、クランプ回路 1 4 において画像信号のクランプするためのタイミングを指示するクランプパルス、 A / D 変換回路 1 5 におけるアナログデジタル変換回路のタイミングを指示するクロック信号、信号処理回路 1 6 における信号処理のタイミングを指示するクロック信号を生成して、クランプ回路 1 4 、 A / D 変換回路 1 5 、及び信号処理回路 1 6 に出力する。ここで、システムコントロール回路 1 3 は、図示しない P L L 回路を内蔵しており、この P L L 回路によって入力された同期信号のエッジにクロック信号を同期させるように構成されている。これによって、画像信号と A / D 変換クロック信号、画像処理クロック信号の位

40

50

相合わせを行う。

【0023】

クランプ回路14は、システムコントロール回路13からのクランプパルスを受けて受光部11からの画像信号を、後段のA/D変換回路15でのA/D変換に適した電圧にクランプする。A/D変換回路15は、システムコントロール回路13から供給されるクロック信号を受けて、クランプされた画像信号のうちで画像に相当する振幅範囲をデジタル信号に変換する。信号処理回路16は、システムコントロール回路13からのクロック信号及び同期信号に基づいて画像処理を行う。モニタ17は、信号処理回路16において処理された画像信号に基づいて画像表示を行う。

【0024】

図4のようにして外部装置を構成にすることによってファイバ7から伝送された光アナログ信号を電気信号に変換してモニタ17に画像を出力することが可能となる。

【0025】

ここで、第1の実施形態では同期信号を1つのパルスとして扱ったが図5に示すように、同期信号として画素のサンプリングパルスと同じ周波数のクロック信号を重畠するようにしても良い。このようなクロック信号を重畠することにより、図示しないPLL回路において位相を確定するまでの時間を短期間で行うことが可能となり、位相精度を向上させることが可能となる。なお、伝送の帯域幅が狭い場合にはサンプリングパルスを分周したクロック信号を重畠させても良い。

【0026】

以上説明したように、第1の実施形態によれば、電源以外の配線を1本の光ファイバのみとすることができる、電子内視鏡装置先端部の構成を複雑なものとせずに電子内視鏡装置の細径化が可能となる。

【0027】

また、第1の実施形態では、光ファイバを介した光信号として画像信号を伝送することにより外部からのノイズの影響を受けることがない。

【0028】

[第2の実施形態]

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。図6は、本発明の第2の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。図6に示すように、第2の実施形態における電子内視鏡装置は、電子内視鏡装置の先端部にCDS回路4が設けられていない点が第1の実施形態と異なっている。したがって、この分だけ、電子内視鏡装置の先端部の回路構成を第1の実施形態よりも小規模とすることができる。

【0029】

このような構成において、撮像素子1は、電子内視鏡装置の先端部から入射する被検体内的光を電気信号(画像信号)に変換して後段の同期信号重畠回路5に出力する。タイミング発生回路2はクロック信号発生回路3からのクロック信号を受けて撮像素子1を駆動するための駆動パルスを発生させる。同期信号重畠回路5は撮像素子1からの出力画像信号に、外部装置側において画像の再生を行うための同期信号を重畠する。発光部6は、同期信号重畠回路5において同期信号が重畠された画像信号を光信号に変換し、変換して得られた光信号を、ファイバ7を介して外部装置に伝送する。

【0030】

図7は、本発明の第2の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。図7に示すように、第2の実施形態における外部装置にはCDS回路4が設けられている点が第1の実施形態と異なっている。

【0031】

受光部11は、ファイバ7を介して電子内視鏡装置から伝送される光信号をその光量に応じた電気信号(画像信号)に変換し、この画像信号を同期信号分離回路12とCDS回路4とに出力する。同期信号分離回路12は、受光部11からの出力信号に含まれる同期

10

20

30

40

50

信号成分を分離し、システムコントロール回路 13 に入力する。システムコントロール回路 13 は、入力された同期信号から、サンプリングパルス、クランプパルス、A/D 変換クロック信号、画像処理クロック信号を生成して、CDS 回路 4、クランプ回路 14、A/D 変換回路 15、及び信号処理回路 16 に出力する。ここで、システムコントロール回路 13 は、図示しない PLL 回路を内蔵しており、この PLL 回路によって入力された同期信号のエッジにクロック信号を同期させるように構成されている。これによって、画像信号と、A/D 変換クロック信号、画像処理クロック信号の位相合わせを行う。

【0032】

CDS 回路 4 は、システムコントロール回路 13 からのサンプリングパルスを受けて受光部 11 からの画像信号のサンプリングを行う。クランプ回路 14 は、システムコントロール回路 13 からのクランプパルスを受けて CDS 回路 4 からの画像信号のクランプを行う。A/D 変換回路 15 は、システムコントロール回路 13 から供給されるクロック信号を受けて、クランプされた画像信号のうちで画像に相当する振幅範囲をデジタル信号に変換する。信号処理回路 16 は、システムコントロール回路 13 からのクロック信号及び同期信号に基づいて画像処理を行う。モニタ 17 は、信号処理回路 16 において処理された画像信号に基づいて画像表示を行う。

10

【0033】

以上説明したように、第 2 の実施形態によれば、CDS 回路 4 を電子内視鏡装置側ではなく外部装置側に設けることにより、第 1 の実施形態で説明した効果に加えて、電子内視鏡装置の先端部を更に小型化することが可能である。

20

【0034】

[第 3 の実施形態]

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。図 8 は、本発明の第 3 の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。第 3 の実施形態は画像信号に加えて更に別の信号を外部装置に伝送する場合であっても、配線数を増やすずに伝送可能とするための構成である。なお、第 3 の実施形態では画像信号と同期信号とを外部装置に伝送する例について説明する。

【0035】

図 8 に示すように、第 3 の実施形態の電子内視鏡装置においては、同期信号重畠回路 5 が設けられていない点と画像信号を光信号に変換するための発光部 6 とは別の発光部 18 が設けられている点とが第 1 及び第 2 の実施形態と異なる。

30

【0036】

撮像素子 1 は、電子内視鏡装置の先端部から入射する被検体内の光を電気信号（画像信号）に変換して後段の CDS 回路 4 に出力する。タイミング発生回路 2 はクロック信号発生回路 3 からのクロック信号を受けて撮像素子 1 を駆動するための駆動パルス及び CDS 回路 4 を駆動するためのサンプリングパルスを発生させる。CDS 回路 4 は、タイミング発生回路 2 からのサンプリングパルスに従って撮像素子 1 からの画像信号をサンプリングして発光部 6 に入力する。発光部 6 は、CDS 回路 4 からの画像信号を光信号に変換し、変換して得られたベースバンドの光信号を、ファイバ 7 を介して外部装置に伝送する。

40

【0037】

また、タイミング発生回路 2 は、外部装置側で画像の再生を行うための同期信号を生成して発光部 18 に出力する。発光部 18 は、タイミング発生回路 2 からの同期信号を光信号に変換し、ファイバ 7 を介して外部装置に伝送する。ここで、発光部 18 から出力される光信号の波長は発光部 6 から出力される光信号の波長と異ならせるようにする。このためには、例えば発光部 6 と発光部 18 とで異なる材料からなる LED を用いれば良い。このようにして画像信号を伝送するための光信号の波長と同期信号を伝送するための光信号の波長を異ならせることによって、外部装置内で両者を分離することが可能となる。

【0038】

ここで、図 8 に示す発光部 6 と発光部 18 の LED はパッケージの中で一体化する構成にしてもよい。LED をパッケージの中で一体化することによって更なる小型化が可能と

50

なる。

【0039】

図9は、同期信号と画像信号の波形の関係について示す図である。まず、図9(a)は同期信号の波形を示す図である。同期信号としては、まず画面のフレームの先頭を示す垂直同期信号をクロック信号波形に挿入する。同期信号中のクロック信号は図5で説明したのと同じ機能を実現するために挿入している。また、図9(a)に示す垂直同期信号はクロック信号と識別可能なパターンであれば良い。例えば、垂直同期信号はクロック信号に対して周波数を変えて良いし、クロック信号のような周期性のパターンではなくHレベルとLレベルが不定期で発生するようなパターンにしてもよい。例えばクロック信号が1010101010であれば、垂直同期信号は1110010001のように周期性のないパターンに設定する。

10

【0040】

垂直同期信号の後は、クロック信号の出力期間であり、このクロック信号の出力期間中に図9(b)で示すようなベースバンドのアナログ画像信号をクロック信号の光信号とは波長が異なる光信号で伝送する。1ライン分の画像が伝送される分のクロック信号の後、図9(a)に示すように水平同期信号を挿入する。水平同期信号のパターンは垂直同期信号とクロック信号の何れとも異なるパターンを選択して挿入する。これ以後、水平同期信号は画像信号の1ラインの区切りごとに挿入する。また、垂直同期信号は画像信号の1フレームの区切りごとに挿入する。外部装置は伝送される同期信号のパターンを検出して各同期信号の再生を行う。

20

【0041】

図10は、本発明の第3の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。図10に示すように、第3の実施形態における外部装置においては、分光フィルタ19と、発光部18に対応した受光部20が設けられている点が第1及び第2の実施形態と異なる。

【0042】

光分離手段としての分光フィルタ19は、ファイバ7からの光信号出力を分光して受光部11及び20に導く。ここで、図11を参照して分光フィルタ19について説明する。分光フィルタ19の内部には入射する光の波長によって透過及び反射が異なるミラー19aが2枚配置されている。例えば、図11のミラー19aが、波長640nmの光を透過し、波長550nmの光を反射する特性を有するとすると、画像光信号の波長を640nmに設定し、同期光信号の波長を550nmに設定した場合、ミラー19aは、画像光信号を透過させて、同期光信号を反射させる。このミラー19aの作用により、伝送時に多重化された光が分光されて、それぞれが異なる受光部に導かれる。

30

【0043】

受光部20は、分光フィルタ19において反射された光信号を電気信号(同期信号)に変換してシステムコントロール回路13に入力する。システムコントロール回路13は、入力された同期信号から、クランプパルス、A/D変換クロック信号、画像処理クロック信号を生成して、クランプ回路14、A/D変換回路15、及び信号処理回路16に出力する。

40

【0044】

受光部11は、分光フィルタ19を透過した光信号をその光量に応じた電気信号(画像信号)に変換し、この画像信号をクランプ回路14に出力する。クランプ回路14は、システムコントロール回路13からのクランプパルスを受けて受光部11からの画像信号のクランプを行う。A/D変換回路15は、システムコントロール回路13から供給されるクロック信号を受けて、クランプされた画像信号のうちで画像に相当する振幅範囲をデジタル信号に変換する。信号処理回路16は、システムコントロール回路13からのクロック信号及び同期信号に基づいて画像処理を行う。モニタ17は、信号処理回路16において処理された画像信号に基づいて画像表示を行う。

【0045】

50

以上説明したように、第3の実施形態によれば、画像信号と同期信号とを多重化して1本の光ファイバで伝送できるので、電子内視鏡装置側には同期信号重畠回路5が必要ない。また、多重化するための構成も異なる波長で発光可能な2種類の発光部(LED)を用いるだけであるので、第1の実施形態に比べて電子内視鏡装置の先端部の小型化が可能である。

【0046】

ここで、第3の実施形態において、第2の実施形態と同様にCDS回路4を外部装置に設けるようにしても良い。

【0047】

[第4の実施形態]

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。図12は、本発明の第4の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。第4の実施形態は、画像信号 자체を多重化する例について説明する。即ち、図12においては、撮像素子1からの画像信号をサンプリングするCDS回路が2つ設けられている点が第3の実施形態と異なっている。

10

【0048】

撮像素子1は、電子内視鏡装置の先端部から入射する被検体内の光を電気信号(画像信号)に変換して後段のCDS回路4及び21に出力する。ここで、第4の実施形態においては、CDS回路4及びCDS回路21で画像信号の異なる色成分がサンプリングされる。例えば、撮像素子1の撮像面に配されるカラーフィルタが赤、緑、青のペイヤ配列である場合、CDS回路4は緑成分のみをサンプリングして同期信号重畠回路5に出力し、CDS回路21は赤成分及び青成分をラインごとに交互にサンプリングして発光部18に出力する。

20

【0049】

図13は、CDS回路4及び21におけるサンプリングについて示す図である。ペイヤ配列の場合には、奇数の水平期間では緑(G)信号と赤(R)信号とが1クロック毎に交互に撮像素子1から出力され、偶数の水平期間では青(B)信号と緑(G)信号とが1クロック毎に交互に撮像素子1から画像信号が出力される。したがって、CDS回路4及びCDS回路21のサンプリングも1クロック毎に交互に行われる。ただし、奇数の水平期間と偶数の水平期間とではCDS回路の動作順が逆になる。このようにしてサンプリングを行うことにより、CDS回路4からは常にG信号のみを出力させ、CDS回路21からはラインごとにR信号とB信号とを交互に出力させることが可能である。

30

【0050】

タイミング発生回路2はクロック信号発生回路3からのクロック信号を受けて撮像素子1を駆動するための駆動パルス及びCDS回路4及び21を駆動するためのサンプリングパルスを発生させる。同期信号重畠回路5はCDS回路4からの出力画像信号(G信号)に、外部装置側において画像の再生を行うための同期信号を重畠する。なお、同期信号重畠回路5は、CDS回路21の後段に設けるようにしても良い。

30

【0051】

発光部6は、同期信号重畠回路5からの画像信号を光信号に変換し、変換して得られたベースバンドの光信号を、ファイバ7を介して外部装置に伝送する。発光部18は、CDS回路21からの画像信号(R信号及びB信号)を光信号に変換し、ファイバ7を介して外部装置に伝送する。ここで、第4の実施形態においては、第3の実施形態と同様に、発光部18から出力される光信号の波長を発光部6から出力される光信号の波長と異ならせるようにする。

40

【0052】

図14は、本発明の第4の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。図14に示すように、第4の実施形態における外部装置においては、2種の画像信号をそれぞれ処理するために、受光部と、クランプ回路と、A/D変換回路とが2つずつ設けられている点が上述した実施形態と異なる。

50

【0053】

分光フィルタ19は、ファイバ7からの光信号出力を分光して受光部11及び20に導く。なお、分光フィルタ19の構成は第3の実施形態で説明したものと同様である。

【0054】

受光部11は、分光フィルタ19を透過した光信号をその光量に応じた電気信号（G信号）に変換し、この画像信号をクランプ回路14に出力する。クランプ回路14は、システムコントロール回路13からのクランプパルスを受けて受光部11からの画像信号のクランプを行う。A/D変換回路15は、システムコントロール回路13から供給されるクロック信号を受けて、クランプされた画像信号のうちで画像に相当する振幅範囲をデジタル信号に変換する。

10

【0055】

受光部20は、分光フィルタ19において反射された光信号を電気信号（R信号及びB信号）に変換し、この画像信号をクランプ回路22に出力する。クランプ回路22は、システムコントロール回路13からのクランプパルスを受けて受光部20からの画像信号のクランプを行う。A/D変換回路23は、システムコントロール回路13から供給されるクロック信号を受けて、クランプされた画像信号のうちで画像に相当する振幅範囲をデジタル信号に変換する。

20

【0056】

信号処理回路16は、A/D変換回路15の出力及びA/D変換回路23の出力を撮像素子1の各色が揃った状態に並び替え、その後にモニタ17による表示に適した画像処理を行ってモニタ17に画像を出力する。モニタ17は、信号処理回路16において処理された画像信号に基づいて画像表示を行う。

20

【0057】

なお、同期信号は、上述した実施形態と同様に同期信号分離回路12において分離されてシステムコントロール回路13に出力される。システムコントロール回路13はPLL回路を内蔵しており、入力された同期信号のエッジにクロック信号を同期させるよう構成されている。これにより、入力画像信号とA/D変換クロック信号の位相合せをしている。

【0058】

以上説明したように、第4の実施形態では、画像信号を2つに分けて伝送することにより伝送周波数を1/2とすることができる。これは、画素数が多いシステムで伝送周波数に制限がある場合に、周波数レートを下げるために有効な手段となる。

30

【0059】

ここで、第4の実施形態において、第3の実施形態で説明したようにして、同期信号も多重化して伝送するようにしても良い。ただし、この場合には、発光波長の異なるLEDを多重化する光信号の数だけ用意する必要がある。

【0060】

[第5の実施形態]

次に、本発明の第5の実施形態について説明する。図15は、本発明の第5の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。第5の実施形態は第3の実施形態及び第4の実施形態で説明した信号の多重化の別の例であり、双方向通信を可能とした例である。即ち、図15においては、受光部24と分光フィルタ25が設けられている点が第3及び第4の実施形態と異なっている。

40

【0061】

撮像素子1は、電子内視鏡装置の先端部から入射する被検体内の光を電気信号（画像信号）に変換して後段のCDS回路4に出力する。タイミング発生回路2はクロック信号発生回路3からのクロック信号を受けて撮像素子1を駆動するための駆動パルス及びCDS回路4を駆動するためのサンプリングパルスを発生させる。CDS回路4は、タイミング発生回路2からのサンプリングパルスに従って撮像素子1からの画像信号をサンプリングして同期信号重畠回路5に入力する。同期信号重畠回路5はCDS回路4からの出力画像

50

信号に、外部装置側において画像の再生を行うための同期信号を重畠する。発光部6は、同期信号重畠回路5において同期信号が重畠された画像信号を光信号に変換し、この光信号を、分光フィルタ25を介してファイバ7に導出する。

【0062】

ここで、分光フィルタ25の動作については第3の実施形態で説明した図11と同じである。ただし、図11では波長が異なる入力光が同じ方向から入射したが、第5の実施形態では波長の異なる光の入射方向が異なるものとなる。図16は、分光フィルタ25について示す図である。図16の左側は、図15で示すように発光部6と受光部24とが配置されている。発光部6の出力は、例えば640nmの波長の光信号とし、分光フィルタ25に対し左側から入射させる。この場合、光信号は、ミラー25aを透過して図面右側、即ちファイバ7側に導出される。一方、例えば550nmの波長の光が、外部装置から、ファイバ7を介して分光フィルタ25の右側より入射する。この光信号は、ミラー25aで反射して図面左側の図示しない受光部24に導出される。受光部24は、この外部装置から伝送され分光フィルタ25を介して導出された光信号を電気信号に変換してタイミング発生回路2に入力する。ここで、外部装置から送られる信号は、例えば撮像素子1を駆動する際のフレームレートを変更する指示を与える制御信号である。なお、本実施形態では、分光フィルタ25を内視鏡先端部に配置したが、受光部24を特定波長のみを受光できるような構成とした場合には内視鏡先端部に分光フィルタ25を配置しなくとも良い。

10

【0063】

図17は、第5の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。第5の実施形態においては、図15で説明したものと同じ構成の分光フィルタ25と発光部26が設けられている点が上述した実施形態と異なる。

20

【0064】

受光部11は、ファイバ7を介して電子内視鏡装置から伝送される光信号をその光量に応じた電気信号（画像信号）に変換し、この画像信号を同期信号分離回路12とクランプ回路14とに出力する。同期信号分離回路12は、受光部11からの出力信号に含まれる同期信号成分を分離し、システムコントロール回路13に入力する。システムコントロール回路13は、入力された同期信号から、クランプパルス、A/D変換クロック信号、画像処理クロック信号を生成して、クランプ回路14、A/D変換回路15、及び信号処理回路16に出力する。ここで、システムコントロール回路13は、図示しないPLL回路を内蔵しており、このPLL回路によって入力された同期信号のエッジにクロック信号を同期させるように構成されている。これによって、画像信号とA/D変換クロック信号、画像処理クロック信号の位相合わせを行う。

30

【0065】

クランプ回路14は、システムコントロール回路13からのクランプパルスを受けて受光部11からの画像信号を、後段のA/D変換回路15でのA/D変換に適した電圧にクランプする。A/D変換回路15は、システムコントロール回路13から供給されるクロック信号を受けて、クランプされた画像信号のうちで画像に相当する振幅範囲をデジタル信号に変換する。信号処理回路16は、システムコントロール回路13からのクロック信号及び同期信号に基づいて画像処理を行う。モニタ17は、信号処理回路16において処理された画像信号に基づいて画像表示を行う。

40

【0066】

ここで、第5の実施形態においては、撮像素子1の駆動をシステムコントロール回路13において制御することが可能である。即ち、撮像素子1の駆動を変更したい場合にはシステムコントロール回路13より制御信号を発光部26に出力する。発光部26は、入力された制御信号を、画像信号とは異なる波長の光信号に変換し、分光フィルタ25を介してファイバ7に導出する。

【0067】

以上説明したように、第5の実施形態によれば、画像信号と撮像素子を駆動する制御信号を1本の光ファイバで伝送することが可能であるため、電子内視鏡の細径化を図ること

50

が可能である。

【0068】

ここで、第5の実施形態においても、第3の実施形態のように同期信号を多重化したり、第4の実施形態のように色信号を2つに分けて伝送したりするようにしても良い。ただし、この場合には、発光波長の異なるLEDを多重化する光信号の数だけ用意する必要がある。

【0069】

以上実施形態に基づいて本発明を説明したが、本発明は上記した実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で種々の変形や応用が可能なことは勿論である。

【0070】

さらに、上記した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件からいくつかの構成要件が削除されても、上述したような課題を解決でき、上述したような効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。

【図2】発光部の発光素子にLEDを用いた場合の構成例を示す図である。

【図3】図3(a)はCDS回路においてサンプリングされた画像信号について示す図であり、図3(b)は同期信号を重畠した画像信号について示す図である。

【図4】本発明の第1の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。

【図5】画像信号にクロックを重畠する場合の例について示す図である。

【図6】本発明の第2の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。

【図8】本発明の第3の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。

【図9】図9(a)は多重化される同期信号の波形を示す図であり、図9(b)は多重化される画像信号の波形を示す図である。

【図10】本発明の第3の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。

【図11】分光フィルタ19の構成について示す図である。

【図12】本発明の第4の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。

【図13】CDS回路4及び21におけるサンプリングについて示す図である。

【図14】本発明の第4の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。

【図15】本発明の第5の実施形態に係る電子内視鏡システムの電子内視鏡装置側の構成について示すブロック図である。

【図16】分光フィルタ25の構成について示す図である。

【図17】本発明の第5の実施形態に係る電子内視鏡システムの外部装置側の構成について示すブロック図である。

【符号の説明】

【0072】

1...撮像素子、2...タイミング発生回路、3...クロック信号発生回路、4, 21...相関二重サンプリング(CDS)回路、5...同期信号重畠回路、6, 18, 26...発光部、7

10

20

30

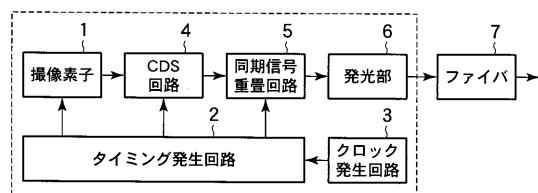
40

50

... ファイバ、11, 20, 24...受光部、12...同期信号分離回路、13...システムコントロール回路、14, 22...クランプ回路、15, 23...A/D変換回路、16...信号処理回路、17...モニタ、19, 25...分光フィルタ

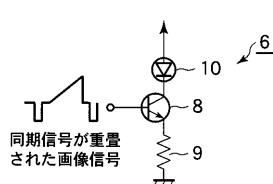
【図1】

図1



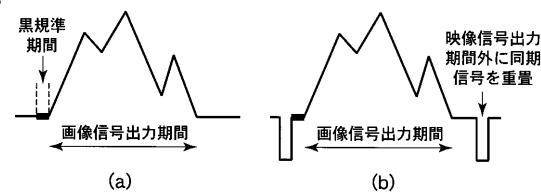
【図2】

図2



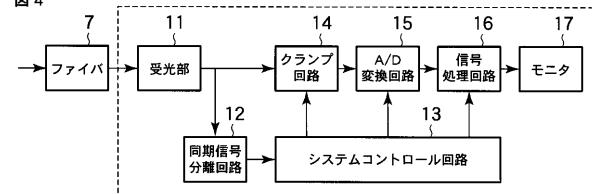
【図3】

図3



【図4】

図4



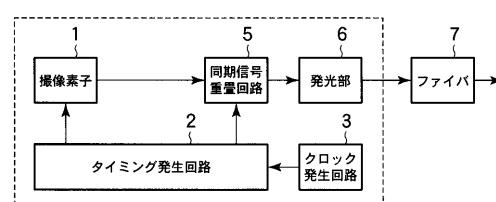
【図5】

図5

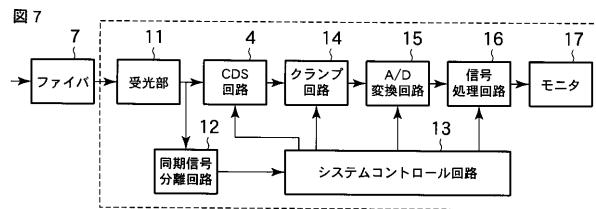


【図6】

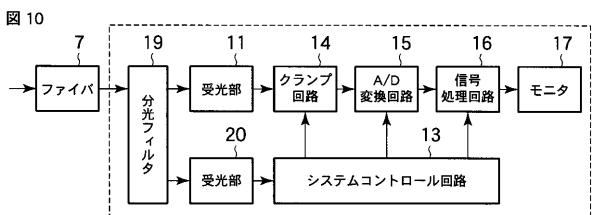
図6



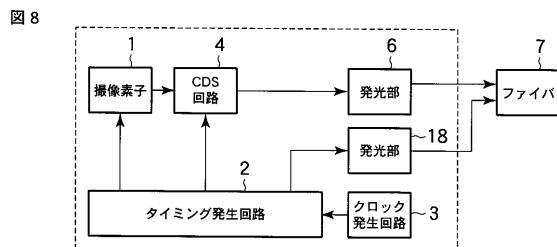
【図7】



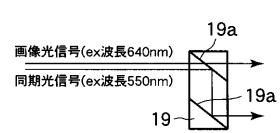
【図10】



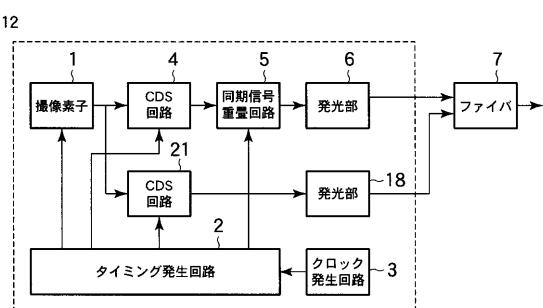
【図8】



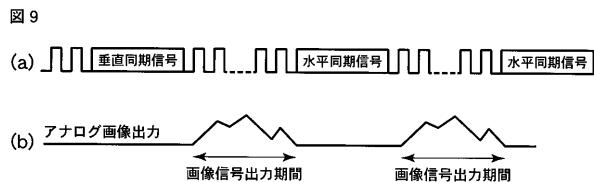
【図11】



【図12】



【図9】



【図13】

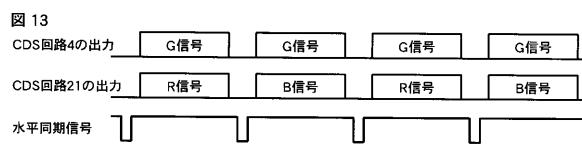
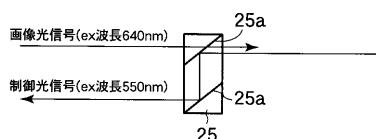
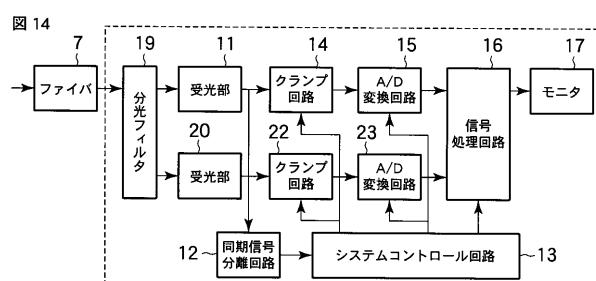


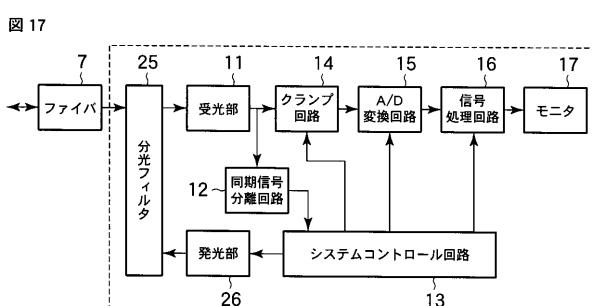
図16



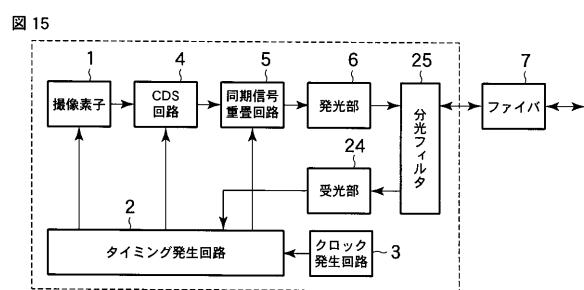
【図14】



【図17】



【図15】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
(72)発明者 森 健
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 清水 初男
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 吉田 愛子
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
F ターム(参考) 2H040 FA01 FA08 FA10 FA13 GA02 GA05
4C061 AA00 BB01 CC06 DD00 FF45 JJ06 JJ19 NN01 NN03 SS03
SS13 UU05 UU08
5C054 CC07 DA05 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜设备和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008036356A	公开(公告)日	2008-02-21
申请号	JP2006218508	申请日	2006-08-10
[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	森健 清水初男 吉田愛子		
发明人	森 健 清水 初男 吉田 愛子		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	G02B23/2476 A61B1/00013 A61B1/00165 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.362.J G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.680 A61B1/00.681 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/FA01 2H040/FA08 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA05 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF45 4C061/JJ06 4C061/JJ19 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/SS03 4C061/SS13 4C061/UU05 4C061/UU08 5C054/CC07 5C054/DA05 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF45 4C161/JJ06 4C161/JJ19 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS03 4C161/SS13 4C161/UU05 4C161/UU08		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜单元，其可以最小化其内部的布线数量，从而有助于其更精细的直径，以及配备有这种电子内窥镜单元的电子内窥镜系统。ŽSOLUTION：由设置在电子内窥镜单元的远端部分的成像元件1获得的电信号在发光部分6处被转换成光信号以通过光纤7传输。这使电子内窥镜内的布线最小化。从而实现电子内窥镜单元的远端部分的更精细的直径。Ž

