

(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2015-177425

(P2015-177425A)

(43) 公開日 平成27年10月5日(2015.10.5)

(51) Int. Cl.		F I			テーマコード (参考)	
H04L	7/08	(2006.01)	H04L	7/08	A	4C161
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	362J	5K047
			A61B	1/04	370	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2014-53606 (P2014-53606)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年3月17日 (2014. 3. 17)		オリンパス株式会社
		(74) 代理人	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	田辺 譲
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C161 BB02 CC06 DD03 JJ18 JJ19
			LL02 MM03 NN01 NN03 NN07
			PP12 PP13 RR06 RR17 RR26
			SS03 SS11 SS13 UU08 UU09
			YY14
			5K047 GG04 GG06 GG14 HH01 HH12

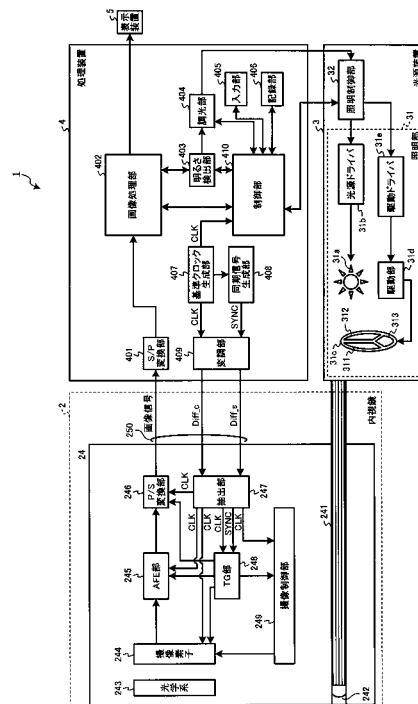
(54) 【発明の名称】 通信システム、送信装置および受信装置

(57) 【要約】

【課題】簡易な構成で安定した信号伝送を行うことができる通信システム、送信装置および受信装置を提供する。

【解決手段】内視鏡システム1であって、クロック信号を生成する基準クロック信号生成部407と、クロック信号に基づいて、同期信号を生成する同期信号生成部408と、クロック信号および同期信号のいずれか一方を変調して変調信号を生成し、該変調信号と他方を前記伝送ケーブルを介して送信する409変調部と、伝送ケーブルを介してクロック信号および同期信号のどちらか一方と、変調信号とを受信し、該変調信号から動作に必要な信号を抽出する抽出部247と、を備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

伝送ケーブルを介して通信可能な送信装置と受信装置とを備えた通信システムであって、

前記送信装置は、

クロック信号を生成するクロック信号生成部と、

前記クロック信号に基づいて、同期信号を生成する同期信号生成部と、

前記クロック信号および前記同期信号のいずれか一方の信号を変調して変調信号を生成し、この変調信号と他方の信号とを前記伝送ケーブルを介して送信する変調部と、

を備え、

10

前記受信装置は、

前記伝送ケーブルを介して前記変調信号と前記他方の信号とを受信し、該変調信号から当該通信システムの動作に必要な信号を抽出する抽出部と、

を備えたことを特徴とする通信システム。

【請求項 2】

前記抽出部は、前記クロック信号および前記同期信号のいずれか一方と前記変調信号との差分に基づいて、前記変調信号から前記動作に必要な信号を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の通信システム。

【請求項 3】

前記変調部は、前記クロック信号に基づいて、前記同期信号を変調することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の通信システム。

20

【請求項 4】

前記変調部は、前記同期信号に基づいて、前記クロック信号を変調することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の通信システム。

【請求項 5】

前記受信装置は、

被検体の体腔内に挿入可能な内視鏡であり、

前記送信装置は、

前記内視鏡が着脱自在に接続され、前記内視鏡を制御する制御装置であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の通信システム。

30

【請求項 6】

前記受信装置は、

被写体を撮像し、該被写体の画像データを生成する撮像素子をさらに備え、

前記抽出部は、前記撮像素子を駆動するために必要な信号を前記変調信号から抽出することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の通信システム。

【請求項 7】

伝送ケーブルを介して信号を送信する通信システムの受信装置に信号を送信する送信装置であって、

クロック信号を生成するクロック信号生成部と、

前記クロック信号に基づいて、同期信号を生成する同期信号生成部と、

40

前記クロック信号および前記同期信号のいずれか一方を変調して変調信号を生成し、この変調信号と他方とを前記伝送ケーブルを介して前記受信装置へ送信する変調部と、

を備えたことを特徴とする送信装置。

【請求項 8】

伝送ケーブルを介して信号を送信する通信システムの送信装置から送信された信号を受信する受信装置であって、

前記伝送ケーブルを介してクロック信号および同期信号のいずれか一方が変調された変調信号と他方とを受信し、該変調信号から当該受信装置の動作に必要な信号を抽出する抽出部を備えたことを特徴とする受信装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数の信号を伝送する通信システム、送信装置および受信装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野において、患者等の被検体の臓器を観察する場合に内視鏡システム（撮像システム）が用いられる。内視鏡システムは、例えば可撓性を有する細長形状をなし、先端に体内画像を撮像する撮像素子が設けられた挿入部を被検体の体腔内に挿入する内視鏡と、内視鏡に対して、ユニバーサルコードによって接続され、撮像素子が撮像した体内画像の画像処理を行う処理装置（プロセッサ部）と、処理装置に接続され、画像処理が施された体内画像を表示する表示装置と、を備える。

10

【0003】

上述した内視鏡システムにおいては、ユニバーサルコードを介して撮像素子を駆動するためのクロック信号および同期信号等の各種制御信号を処理装置から撮像素子へ送信する。このような内視鏡システムにおいて、ユニバーサルコードにおける信号線の数の増加を防止するため、クロック信号およびクロック信号に応じて撮像素子を駆動するためのシリアルデータを変調した伝送信号を2本の信号線で撮像素子へ送信する技術が知られている（特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0004】

【特許文献1】特開2012-10160号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した特許文献1では、クロック信号および伝送信号を互いに異なる信号線で伝送しているため、外乱ノイズ等によって、クロック信号および伝送信号が乱れることで、安定した信号伝送が行えなくなる恐れがあった。一方、外乱ノイズの影響を防止するため、クロック信号および伝送信号を差動方式で伝送することが考えられるが、この場合には、差動方式で伝送する信号の数だけ信号線が増加するため、内視鏡における挿入部の細径化を行うことができず、装置が複雑になるという問題点があった。

30

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、簡易な構成で安定した信号伝送を行うことができる通信システム、送信装置および受信装置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】

【0007】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る通信システムは、伝送ケーブルを介して通信可能な送信装置と受信装置とを備えた通信システムであって、前記送信装置は、クロック信号を生成するクロック信号生成部と、前記クロック信号に基づいて、同期信号を生成する同期信号生成部と、前記クロック信号および前記同期信号のいずれか一方の信号を変調して変調信号を生成し、この変調信号と他方の信号とを前記伝送ケーブルを介して送信する変調部と、を備え、前記受信装置は、前記伝送ケーブルを介して前記変調信号と前記他方の信号とを受信し、該変調信号から当該通信システムの動作に必要な信号を抽出する抽出部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0008】

また、本発明に係る通信システムは、上記発明において、前記抽出部は、前記クロック信号および前記同期信号のいずれか一方と前記変調信号との差分に基づいて、前記変調信号から前記動作に必要な信号を抽出することを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係る通信システムは、上記発明において、前記変調部は、前記クロック

50

信号に基づいて、前記同期信号を変調することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係る通信システムは、上記発明において、前記変調部は、前記同期信号に基づいて、前記クロック信号を変調することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明に係る通信システムは、上記発明において、前記受信装置は、被検体の体腔内に挿入可能な内視鏡であり、前記送信装置は、前記内視鏡が着脱自在に接続され、前記内視鏡を制御する制御装置であることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明に係る通信システムは、上記発明において、前記受信装置は、被写体を撮像し、該被写体の画像データを生成する撮像素子をさらに備え、前記抽出部は、前記撮像素子を駆動するために必要な信号を前記変調信号から抽出することを特徴とする。

10

【 0 0 1 3 】

また、本発明に係る送信装置は、伝送ケーブルを介して信号を送信する通信システムの受信装置に信号を送信する送信装置であって、クロック信号を生成するクロック信号生成部と、前記クロック信号に基づいて、同期信号を生成する同期信号生成部と、前記クロック信号および前記同期信号のいずれか一方を変調して変調信号を生成し、この変調信号と他方とを前記伝送ケーブルを介して前記受信装置へ送信する変調部と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明に係る受信装置は、伝送ケーブルを介して信号を送信する通信システムの送信装置から送信された信号を受信する受信装置であって、前記伝送ケーブルを介してクロック信号および同期信号のいずれか一方が変調された変調信号と他方とを受信し、該変調信号から当該受信装置の動作に必要な信号を抽出する抽出部を備えたことを特徴とする。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、簡易な構成で安定した信号伝送を行うことができるという効果を奏する。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの変調部の構成を模式的に示す回路図である。

【 図 4 】 図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの抽出部の構成を模式的に示す回路図である。

【 図 5 】 図 5 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの抽出部および変調部の動作を示すタイミングチャートである。

40

【 図 6 】 図 6 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムの変調部の構成を模式的に示す回路図である。

【 図 7 】 図 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムの抽出部の構成を模式的に示す回路図である。

【 図 8 】 図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムの抽出部および変調部の動作を示すタイミングチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。本実

50

施の形態では、撮像システムとして患者等の被検体の体腔内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡システムを例に説明する。また、以下の実施の形態により本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して説明する。

【0018】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図2は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【0019】

図1および図2に示す内視鏡システム1は、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被検体の体内画像を撮像する内視鏡2と、内視鏡の先端から出射する照明光を発生する光源装置3と、内視鏡2が撮像した体内画像に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡システム1全体の動作を統括的に制御する処理装置4(制御装置)と、処理装置4が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置5と、を備える。なお、本実施の形態1では、内視鏡2が受信装置として機能し、処理装置4が送信装置として機能する。

【0020】

まず、内視鏡2の構成について説明する。内視鏡2は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部21と、挿入部21の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部22と、操作部22から挿入部21が延びる方向と異なる方向に延び、光源装置3および処理装置4に接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード23と、を備える。

【0021】

挿入部21は、光を受光して光電変換を行うことにより信号を生成する画素が2次元状に配列された撮像素子244(撮像装置)を内蔵した先端部24と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部25と、湾曲部25の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部26と、を有する。

【0022】

先端部24は、ライトガイド241と、照明レンズ242と、光学系243と、撮像素子244と、アナログフロントエンド部245(以下、「AFE部245」という)と、P/S変換部246と、抽出部247と、タイミングジェネレータ部248(以下、「TG部248」という)と、撮像制御部249と、を有する。

【0023】

ライトガイド241は、グラスファイバ等を用いて構成され、光源装置3が発光した光の導光路をなす。照明レンズ242は、ライトガイド241の先端に設けられ、ライトガイド241が導光した光を被写体に向けて発散する。

【0024】

光学系243は、一または複数のレンズおよびプリズム等を用いて構成され、画角を変化させる光学ズーム機能および焦点を変化させるフォーカス機能を有する。

【0025】

撮像素子244は、光学系243から光を光電変換して電気信号を画像信号として生成する。撮像素子244は、CCD(Charge Coupled Device)またはCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)等の撮像センサを用いて構成される。撮像素子244は、光学系243が被写体像を結像する結像位置に設けられる。撮像素子244は、撮像制御部249の制御のもと、TG部248から入力される信号および処理装置4から入力されるクロック信号に従って画像信号を生成する。

【0026】

AFE部245は、撮像素子244から入力された画像信号に含まれるノイズ成分を低減するとともに、画像信号の増幅率を調整して一定の出力レベルを維持するCDS(Correlated Double Sampling)処理および画像信号をA/D変換するA/D変換処理等を行ってP/S変換部246へ出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

P / S 変換部 2 4 6 は、A F E 部 2 4 5 から入力されたデジタルの画像信号をパラレル / シリアル変換して処理装置 4 へ出力する。

【 0 0 2 8 】

抽出部 2 4 7 は、処理装置 4 から入力されたクロック信号および変調信号を受信し、受信した変調信号から撮像素子 2 4 4 の動作に必要な信号を抽出する。具体的には、抽出部 2 4 7 は、クロック信号と変調信号との差分（電圧差）に基づいて、変調信号から撮像素子 2 4 4 の動作に必要な信号として、少なくとも同期信号を抽出する。抽出部 2 4 7 は、クロック信号を撮像素子 2 4 4、A F E 部 2 4 5、P / S 変換部 2 4 6、T G 部 2 4 8 および撮像制御部 2 4 9 へ出力する。なお、抽出部 2 4 7 の詳細な構成については後述する。

10

【 0 0 2 9 】

T G 部 2 4 8 は、撮像素子 2 4 4 および撮像制御部 2 4 9 それぞれを駆動するための各種信号処理のパルスを発生する。T G 部 2 4 8 は、パルス信号を撮像素子 2 4 4 および撮像制御部 2 4 9 へ出力する。

【 0 0 3 0 】

撮像制御部 2 4 9 は、撮像素子 2 4 4 の撮像を制御する。撮像制御部 2 4 9 は、C P U (Central Processing Unit) や各種プログラムを記録するレジスタ等を用いて構成される。

【 0 0 3 1 】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 5 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 と、被検体の体腔内に生体鉗子、電気メスおよび検査プローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部 2 2 2 と、処理装置 4、光源装置 3 に加えて、送気手段、送水手段、画面表示制御等の周辺機器の操作指示信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入される処置具は、先端部 2 4 の処置具チャンネル（図示せず）を経由して開口部（図示せず）から表出する。

20

【 0 0 3 2 】

ユニバーサルコード 2 3 は、ライトガイド 2 4 1 と、一または複数の信号線をまとめた集合ケーブル 2 5 0 と、を少なくとも内蔵している。集合ケーブル 2 5 0 は、後述する処理装置 4 の変調部 4 0 9 から出力されたクロック信号と変調信号とを伝送するための信号と、画像信号を伝送するための信号と、を少なくとも含む。

30

【 0 0 3 3 】

次に、光源装置 3 の構成について説明する。光源装置 3 は、照明部 3 1 と、照明制御部 3 2 と、を備える。

【 0 0 3 4 】

照明部 3 1 は、照明制御部 3 2 の制御のもと、被写体（被検体）に対して、波長帯域が互いに異なる複数の照明光を順次切り替えて出射する。照明部 3 1 は、光源部 3 1 a と、光源ドライバ 3 1 b と、回転フィルタ 3 1 c と、駆動部 3 1 d と、駆動ドライバ 3 1 e と、を有する。

【 0 0 3 5 】

光源部 3 1 a は、白色 L E D および一または複数のレンズ等を用いて構成され、光源ドライバ 3 1 b の制御のもと、白色光を回転フィルタ 3 1 c へ出射する。光源部 3 1 a が発生させた白色光は、回転フィルタ 3 1 c およびライトガイド 2 4 1 を経由して先端部 2 4 の先端から被写体に向けて出射される。なお、光源部 3 1 a を赤色 L E D、緑色 L E D および青色 L E D で構成し、光源ドライバ 3 1 b が各 L E D に対して電流を供給することによって赤色光、緑色光または青色光を順次出射させるものであってもよい。また、白色 L E D や、赤色 L E D、緑色 L E D および青色 L E D から同時に光を出射させるものや、キセノンランプなどの放電灯などにより白色光を被検体に照射して画像を取得するものであってもよい。

40

【 0 0 3 6 】

50

光源ドライバ 3 1 b は、照明制御部 3 2 の制御のもと、光源部 3 1 a に対して電流を供給することにより、光源部 3 1 a に白色光を出射させる。

【 0 0 3 7 】

回転フィルタ 3 1 c は、光源部 3 1 a が出射する白色光の光路上に配置され、回転することにより、光源部 3 1 a が出射した白色光のうち所定の波長帯域の光のみを透過させる。具体的には、回転フィルタ 3 1 c は、赤色光 (R)、緑色光 (G) および青色光 (B) それぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ 3 1 1、緑色フィルタ 3 1 2 および青色フィルタ 3 1 3 を有する。回転フィルタ 3 1 c は、回転することにより、赤、緑および青の波長帯域 (例えば、赤 : 6 0 0 n m ~ 7 0 0 n m、緑 : 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m、青 : 4 0 0 n m ~ 5 0 0 n m) の光を順次透過させる。これにより、光源部 3 1 a が出射する白色光 (W 照明) は、狭帯域化した赤色光 (R 照明)、緑色光 (G 照明) および青色光 (B 照明) いずれかの光を内視鏡 2 に順次出射 (面順次方式) することができる。

【 0 0 3 8 】

駆動部 3 1 d は、ステッピングモータや D C モータ等を用いて構成され、回転フィルタ 3 1 c を回転動作させる。

【 0 0 3 9 】

駆動ドライバ 3 1 e は、照明制御部 3 2 の制御のもと、駆動部 3 1 d に所定の電流を供給する。

【 0 0 4 0 】

照明制御部 3 2 は、制御部 4 1 0 の制御のもと、所定の周期で光源部 3 1 a に白色光を出射させる。

【 0 0 4 1 】

次に、処理装置 4 の構成について説明する。処理装置 4 は、S / P 変換部 4 0 1 と、画像処理部 4 0 2 と、明るさ検出部 4 0 3 と、調光部 4 0 4 と、入力部 4 0 5 と、記録部 4 0 6 と、基準クロック生成部 4 0 7 と、同期信号生成部 4 0 8 と、変調部 4 0 9 と、制御部 4 1 0 と、を備える。

【 0 0 4 2 】

S / P 変換部 4 0 1 は、P / S 変換部 2 4 6 から入力された画像信号をパラレル / シリアル変換して画像処理部 4 0 2 へ出力する。なお、画像信号には、画像データおよび撮像素子 2 4 4 を補正する補正パラメータ等が含まれる。

【 0 0 4 3 】

画像処理部 4 0 2 は、S / P 変換部 4 0 1 から入力された画像信号に基づいて、表示装置 5 が表示する体内画像を生成して表示装置 5 へ出力する。画像処理部 4 0 2 は、画像信号に対して、所定の画像処理を施して体内画像を生成する。ここで、画像処理としては、同時化处理、オプティカルブラック低減処理、ホワイトバランス調整処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理、エッジ強調処理およびフォーマット変換処理等である。また、画像処理部 4 0 2 は、S / P 変換部 4 0 1 から入力された画像信号を制御部 4 1 0 または明るさ検出部 4 0 3 へ出力する。

【 0 0 4 4 】

明るさ検出部 4 0 3 は、画像処理部 4 0 2 から入力される画像信号に含まれる R G B 画像情報に基づいて、各画像に対応する明るさレベルを検出し、この検出した明るさレベルを内部に設けられたメモリに記録するとともに、制御部 4 1 0 へ出力する。

【 0 0 4 5 】

調光部 4 0 4 は、制御部 4 1 0 の制御のもと、明るさ検出部 4 0 3 が検出した明るさレベルに基づいて、光源装置 3 が発生する光量や発光タイミング等の発光条件を設定し、この設定した発光条件を含む調光信号を光源装置 3 へ出力する。

【 0 0 4 6 】

入力部 4 0 5 は、内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号等の各種信号の入力を受け付ける。入力部 4 0 5 は、スイッチ等を用いて構成される。

【 0 0 4 7 】

記録部 406 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラムおよび内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記録する。また、記録部 406 は、処理装置 4 の識別情報を記録する。ここで、識別情報には、処理装置 4 の固有情報 (ID)、年式、スペック情報、伝送方法および伝送レート等が含まれる。

【0048】

基準クロック生成部 407 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となるクロック信号を生成し、内視鏡システム 1 の各構成部に対してクロック信号を供給する。なお、本実施の形態 1 では、基準クロック生成部 407 がクロック信号生成部として機能する。

【0049】

同期信号生成部 408 は、基準クロック生成部 407 から入力されるクロック信号に基づいて、少なくとも垂直同期信号を含む同期信号を生成し、変調部 409、集合ケーブル 250 および抽出部 247 を介して T G 部 248 へ出力するとともに、画像処理部 402 へ出力する。

【0050】

変調部 409 は、同期信号生成部 408 から入力される同期信号を変調し、変調した変調信号 (D i f f _ s) および基準クロック生成部 407 から入力されるクロック信号 (D i f f _ c) を抽出部 247 へ出力する。具体的には、変調部 409 は、クロック信号に基づいて、同期信号を変調した変調信号を出力する。例えば、変調部 409 は、クロック信号と同期信号との差分に基づいて、同期信号を変調した変調信号を生成し、この変調信号を出力する。

【0051】

制御部 410 は、撮像素子 244 および光源装置 3 を含む各構成部の駆動制御および各構成部に対する情報の入出力制御等を行う。制御部 410 は、記録部 406 に記録されている撮像制御のための設定データ、例えば、読み出し対象の画像アドレス情報を、集合ケーブル 250 を介して撮像制御部 249 へ出力する。

【0052】

次に、表示装置 5 について説明する。表示装置 5 は、映像ケーブルを介して処理装置 4 から入力される画像信号に対応する体内画像を表示する。表示装置 5 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) 等を用いて構成される。

【0053】

次に、上述した変調部 409 および抽出部 247 の構成および動作について説明する。図 3 は、変調部 409 の構成を模式的に示す回路図である。

【0054】

図 3 に示すように、変調部 409 は、ラッチ回路 409 a と、A N D 回路 409 b と、を有する。

【0055】

ラッチ回路 409 a は、基準クロック生成部 407 から入力されるクロック信号 (C L K) に基づいて、同期信号生成部 408 から入力される同期信号 (S Y N C) を A N D 回路 409 b へ出力する。具体的には、ラッチ回路 409 a は、基準クロック生成部 407 から入力されるクロック信号の立ち上がり (エッジ) に基づいて、同期信号生成部 408 から入力される同期信号を A N D 回路 409 b へ出力する。

【0056】

A N D 回路 409 b は、基準クロック生成部 407 から入力されるクロック信号に基づいて、ラッチ回路 409 a から入力される同期信号を変調し、この変調した変調信号 (D i f f _ s) を抽出部 247 へ出力する。具体的には、A N D 回路 409 b は、クロック信号と同期信号との差分に基づいて、同期信号を変調して変調信号を生成し、この変調信号を抽出部 247 へ出力する。例えば、A N D 回路 409 b は、同期信号に対して、クロック信号と同期信号との差分が生じているタイミングを H i g h、クロック信号と同期信号とが等しいタイミングを L o w とする変調を行って変調信号を生成して抽出部 247 へ出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

次に、抽出部 2 4 7 の構成について説明する。図 4 は、抽出部 2 4 7 の構成を模式的に示す回路図である。

【 0 0 5 8 】

図 4 に示すように、抽出部 2 4 7 は、差動増幅回路 2 4 7 a と、差動増幅回路 2 4 7 b と、比較回路 2 4 7 c と、比較回路 2 4 7 d と、ラッチ回路 2 4 7 e と、を有する。

【 0 0 5 9 】

差動増幅回路 2 4 7 a は、非反転入力端 (+) に変調部 4 0 9 からクロック信号 (D i f f _ c) が入力され、反転入力端 (-) に変調部 4 0 9 から変調信号 (D i f f _ s) が入力される。差動増幅回路 2 4 7 a は、変調部 4 0 9 から入力されたクロック信号と変調信号との差分 (D i f f _ c - D i f f _ s) を算出し、この差分に一定係数を乗じた差動信号 (C - S) を比較回路 2 4 7 c へ出力する。

10

【 0 0 6 0 】

差動増幅回路 2 4 7 b は、非反転入力端 (+) に変調部 4 0 9 から変調信号 (D i f f _ s) が入力され、反転入力端 (-) に変調部 4 0 9 からクロック信号 (D i f f _ c) が入力される。差動増幅回路 2 4 7 b は、変調部 4 0 9 から入力された変調信号とクロック信号との差分 (D i f f _ s - D i f f _ c) を算出し、この差分に一定係数を乗じた差動信号 (S - C) を比較回路 2 4 7 d へ出力する。

【 0 0 6 1 】

比較回路 2 4 7 c は、非反転入力端 (+) に差動増幅回路 2 4 7 b から入力された差動信号 (C - S) が入力され、反転入力端 (-) に基準電圧が入力される。比較回路 2 4 7 c は、差動信号と基準電圧と比較し、その比較結果を示す比較信号をラッチ回路 2 4 7 e 、撮像素子 2 4 4 、 A F E 部 2 4 5 、 P / S 変換部 2 4 6 、 T G 部 2 4 8 および撮像制御部 2 4 9 へ出力する。

20

【 0 0 6 2 】

比較回路 2 4 7 d は、非反転入力端 (+) に差動増幅回路 2 4 7 a から入力された差動信号 (C - S) が入力され、反転入力端 (-) に基準電圧が入力される。比較回路 2 4 7 d は、差動信号と基準電圧と比較し、その比較結果を示す比較信号をラッチ回路 2 4 7 e へ出力する。

【 0 0 6 3 】

ラッチ回路 2 4 7 e は、比較回路 2 4 7 c から入力される比較信号および比較回路 2 4 7 d から入力される比較信号に基づいて、撮像素子 2 4 4 の動作に必要な信号 (同期信号) を抽出し、この抽出した信号 (S Y N C) を T G 部 2 4 8 へ出力する。具体的には、ラッチ回路 2 4 7 e は、比較信号 (C - S) と比較信号 (S - C) との差分に基づいて、撮像素子 2 4 4 の動作に必要な同期信号を抽出し、この同期信号を T G 部 2 4 8 へ出力する。

30

【 0 0 6 4 】

このように構成された抽出部 2 4 7 および変調部 4 0 9 の動作タイミングについて説明する。図 5 は、抽出部 2 4 7 および変調部 4 0 9 の動作を示すタイミングチャートである。図 5 において、図 5 (a) がクロック信号 (C L K) を示し、図 5 (b) が同期信号 (S Y N C) を示し、図 5 (c) が D i f f _ c を示し、図 5 (d) が D i f f _ s を示し、図 5 (e) が抽出部 2 4 7 の動作を示す。

40

【 0 0 6 5 】

図 5 に示すように、変調部 4 0 9 は、クロック信号を変調せず、抽出部 2 4 7 へ出力するとともに (図 5 (c) を参照) 、クロック信号と同期信号との差分に基づいて、同期信号を変調し、この変調した変調信号 (図 5 (d) を参照) を抽出部 2 4 7 へ出力する。

【 0 0 6 6 】

抽出部 2 4 7 は、クロック信号と変調信号との差分に基づいて、変調信号から撮像素子 2 4 4 の動作に必要な同期信号を抽出して T G 部 2 4 8 へ出力する。具体的には、抽出部 2 4 7 は、基準電圧を用いて変調信号から同期信号を抽出する。例えば、抽出部 2 4 7 は

50

、基準電圧が 3.3 V の場合、変調信号に対して、+ 1.65 V 以上の信号をクロック信号として抽出する一方、- 1.65 V 以上の変調信号を同期信号として抽出する（図 5（e）を参照）。

【0067】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、変調部 409 が同期信号を変調した変調信号とクロック信号とを送信し、抽出部 247 が変調信号から同期信号を抽出するので、簡易な構成で安定した信号伝送を行うことができる。

【0068】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、処理装置 4 から内視鏡 2 に伝送するクロック信号および同期信号それぞれにノイズ成分が重畳された場合であっても、2 つの信号の電圧差で伝送するので、ノイズ耐性を向上させることができる。

10

【0069】

（実施の形態 2）

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、クロック信号を変調せず、同期信号を変調していたが、本実施の形態 2 では、同期信号を変調せず、クロック信号を変調する。このため、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 における変調部と抽出部の構成のみが異なる。従って、以下においては、本実施の形態 2 に係る内視鏡システムの変調部と抽出部の構成を説明後、変調部および抽出部の動作について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

20

【0070】

まず、変調部の構成について説明する。図 6 は、変調部の構成を模式的に示す回路図である。

【0071】

図 6 に示すように、変調部 501 は、ラッチ回路 409 a と、XOR 回路 501 a と、を有する。

【0072】

XOR 回路 501 a は、ラッチ回路 409 a から入力される同期信号（SYNC）に基づいて、基準クロック生成部 407 から入力されるクロック信号（CLK）を変調し、この変調した変調信号（Diff_s）を抽出部 502 へ出力（供給）する。具体的には、XOR 回路 501 a は、クロック信号と同期信号との差分に基づいて、クロック信号を変調した変調信号を生成し、この変調信号を抽出部 502 へ出力する。例えば、XOR 回路 501 a は、クロック信号に対して、クロック信号と同期信号との差分が生じているタイミングを High、クロック信号と同期信号とが等しいタイミングを Low とする変調を行って変調信号を生成して抽出部 502 へ出力する。

30

【0073】

次に、抽出部 502 の構成について説明する。図 7 は、抽出部 502 の構成を模式的に示す回路図である。

【0074】

図 7 に示すように、抽出部 502 は、差動増幅回路 247 a と、差動増幅回路 247 b と、比較回路 247 c と、比較回路 247 d と、ラッチ回路 247 e と、AND 回路 247 f と、を有する。

40

【0075】

差動増幅回路 247 a は、非反転入力端（+）に変調部 409 からクロック信号（Diff_c）が入力され、反転入力端（-）に変調部 409 から変調信号（Diff_s）が入力される。差動増幅回路 247 a は、変調部 409 から入力されたクロック信号と変調信号との差分（Diff_c - Diff_s）を算出し、この差分に一定係数を乗じた差動信号（C - S）を比較回路 247 c へ出力する。

【0076】

差動増幅回路 247 b は、非反転入力端（+）に変調部 409 から変調信号（Diff

50

__s)が入力され、反転入力端(-)に変調部409からクロック信号(Diff__c)が入力される。差動増幅回路247bは、変調部409から入力された変調信号とクロック信号との差分(Diff__s - Diff__c)を算出し、この差分に一定係数を乗じた差動信号(S - C)を比較回路247dへ出力する。

【0077】

比較回路247cは、非反転入力端(+)に差動増幅回路247bから入力された差動信号(C - S)が入力され、反転入力端(-)に基準電圧が入力される。比較回路247cは、差動信号と基準電圧と比較し、その比較結果を示す比較信号をAND回路247fへ出力する。

【0078】

比較回路247dは、非反転入力端(+)に差動増幅回路247aから入力された差動信号(C - S)が入力され、反転入力端(-)に基準電圧が入力される。比較回路247dは、差動信号と基準電圧と比較し、その比較結果を示す比較信号をAND回路247fへ出力する。

【0079】

AND回路247fは、比較回路247cから入力される比較信号または比較回路247dから入力される比較信号に基づいて、クロック信号を復元(抽出)し、このクロック信号(CLK)をラッチ回路247e、撮像素子244、AFE部245、P/S変換部246、TG部248および撮像制御部249へ出力する。

【0080】

ラッチ回路247eは、AND回路247fから入力されるクロック信号に基づいて、比較回路247dから入力される比較信号から撮像素子244の動作に必要な信号(同期信号)を抽出し、この抽出した信号(SYNC)をTG部248へ出力する。具体的には、ラッチ回路247eは、クロック信号と比較信号との差分に基づいて、比較信号から撮像素子244の動作に必要な同期信号を抽出し、この同期信号をTG部248へ出力する。

【0081】

このように構成された変調部501および抽出部502の動作タイミングについて説明する。図8は、変調部501および抽出部502の動作を示すタイミングチャートである。図8において、図8(a)がクロック信号(CLK)を示し、図8(b)が同期信号(SYNC)を示し、図8(c)がDiff__cを示し、図8(d)がDiff__sを示し、図8(e)、(f)が抽出部502の動作を示す。

【0082】

図8に示すように、変調部501は、同期信号を変調せず、抽出部502へ出力するとともに(図8(d)を参照)、クロック信号と同期信号との差分に基づいて、クロック信号を変調し、この変調して変調信号(図8(c)を参照)を抽出部502へ出力する。

【0083】

抽出部502は、同期信号と変調信号との差分に基づいて、変調信号から撮像素子244の動作に必要なクロック信号を抽出してTG部248へ出力する。具体的には、抽出部502は、基準電圧を用いて変調信号からクロック信号を抽出する。例えば、抽出部502は、基準電圧が3.3Vの場合、1.65V以上の信号をクロック信号として抽出する(図8(e)、(f)を参照)。

【0084】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、簡易な構成で安定した信号伝送を行うことができる。

【0085】

また、本発明の実施の形態2によれば、処理装置4から内視鏡2に伝送するクロック信号および同期信号それぞれにノイズ成分が重畳された場合であっても、2つの信号の電圧差で伝送するので、ノイズ耐性を向上させることができる。

【0086】

10

20

30

40

50

なお、本発明では、通信システムを送信側が処理装置、受信側が内視鏡の内視鏡システムとして説明したが、例えば、送信側が内視鏡で受信側が処理装置の内視鏡システムであっても適用可能であり、また、撮像装置と処置装置とが伝送ケーブルによって通信を行う顕微鏡システムであっても適用することができる。

【0087】

また、本発明では、内視鏡に撮像素子を設け、抽出部が少なくとも撮像素子を駆動するための同期信号またはクロック信号を変調信号から抽出していたが、内視鏡に超音波素子（超音波トランスデューサ）を設け、この超音波素子を駆動するための駆動信号を抽出部が抽出してもよい。もちろん、抽出部は、撮像素子から画像信号を読み出す画素アドレス等の設定を示す設定信号を抽出してもよい。

10

【0088】

このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、特許請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

【符号の説明】

【0089】

- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 光源装置
- 4 処理装置
- 5 表示装置
- 2 1 挿入部
- 2 2 操作部
- 2 3 ユニバーサルコード
- 2 4 先端部
- 2 5 湾曲部
- 2 6 可撓管部
- 3 1 照明部
- 3 2 照明制御部
- 2 4 1 ライトガイド
- 2 4 2 照明レンズ
- 2 4 3 光学系
- 2 4 4 撮像素子
- 2 4 5 アナログフロントエンド部
- 2 4 6 P / S 変換部
- 2 4 7 , 5 0 2 抽出部
- 2 4 7 a , 2 4 7 b 差動増幅回路
- 2 4 7 c , 2 4 7 d 比較回路
- 2 4 7 e ラッチ回路
- 2 4 7 f A N D 回路
- 2 4 8 タイミングジェネレータ部
- 2 4 9 撮像制御部
- 4 0 1 S / P 変換部
- 4 0 2 画像処理部
- 4 0 3 明るさ検出部
- 4 0 4 調光部
- 4 0 5 入力部
- 4 0 6 記録部
- 4 0 7 基準クロック生成部
- 4 0 8 同期信号発生部

20

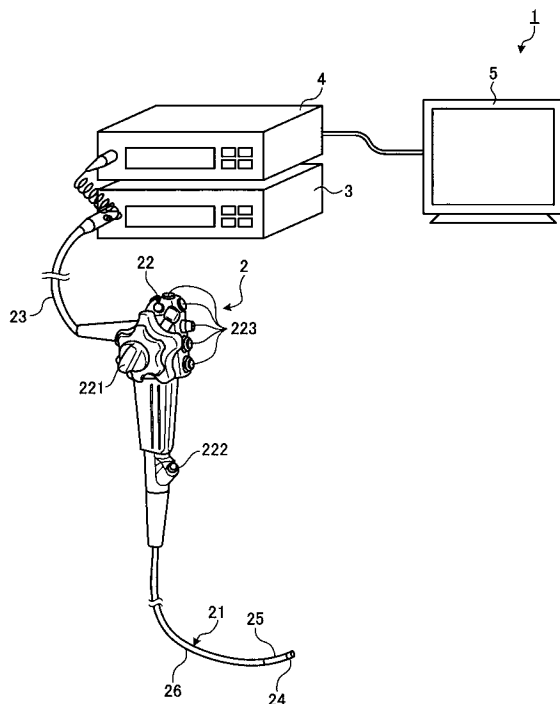
30

40

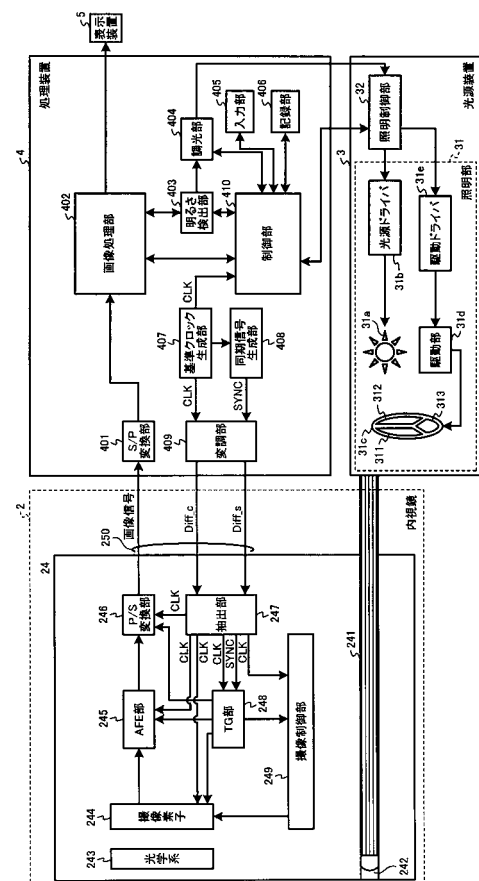
50

4 0 9 , 5 0 1 変調部
4 0 9 a ラッチ回路
4 0 9 b A N D 回路
4 1 0 制御部
5 0 1 a X O R 回路

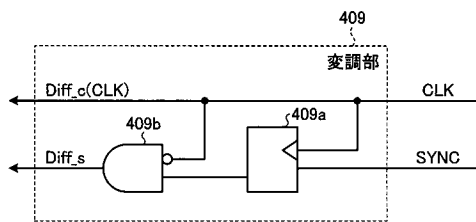
【 図 1 】



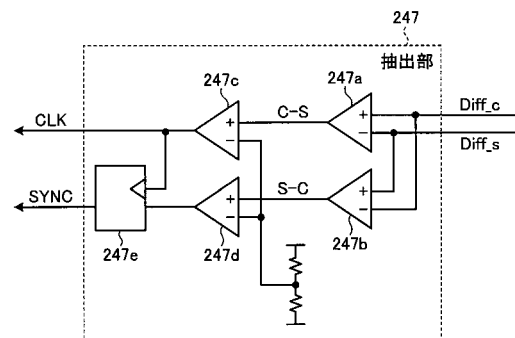
【 図 2 】



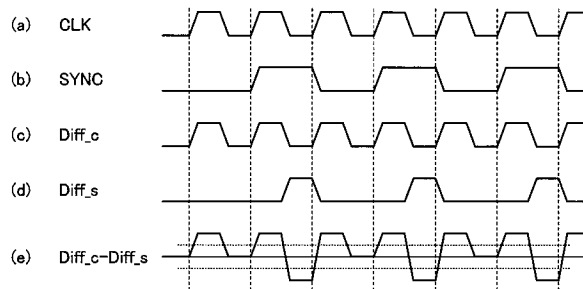
【図 3】



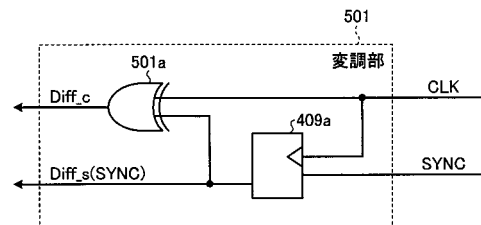
【図 4】



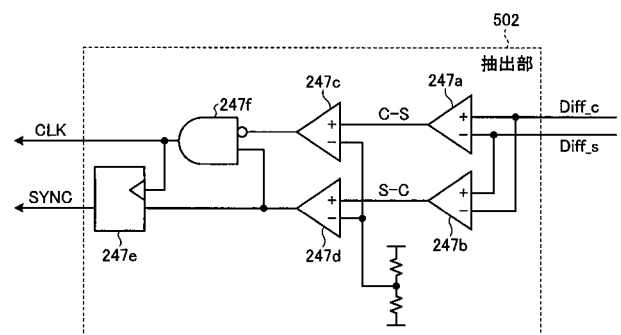
【図 5】



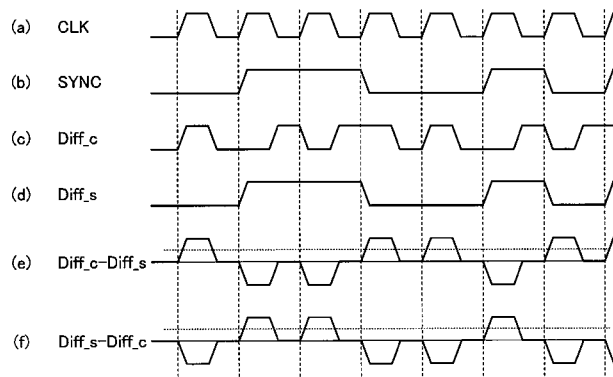
【図 6】



【図 7】



【 図 8 】



专利名称(译)	通信系统，发送设备和接收设备		
公开(公告)号	JP2015177425A	公开(公告)日	2015-10-05
申请号	JP2014053606	申请日	2014-03-17
[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	田辺 譲		
发明人	田辺 譲		
IPC分类号	H04L7/08 A61B1/04		
FI分类号	H04L7/08.A A61B1/04.362.J A61B1/04.370 A61B1/00.680 A61B1/04 A61B1/04.510 A61B1/05 H04L7/06.500 H04L7/08		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ18 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/PP13 4C161/RR06 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS03 4C161/SS11 4C161/SS13 4C161/UU08 4C161/UU09 4C161/YY14 5K047/GG04 5K047/GG06 5K047/GG14 5K047/HH01 5K047/HH12		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP6257391B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-53606 (P2014-53606) 平成26年3月17日 (2014. 3. 17)	(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4番2号 (74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明 (72) 発明者 田辺 譲 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 JJ18 JJ19 LL02 NN03 NN01 NN03 NN07 PP12 PP13 RR06 RR17 RR26 SS03 SS11 SS13 UU08 UU09 YY14 5K047 GG04 GG06 GG14 HH01 HH12
-------	-----------------------	--	---

要解决的问题：提供一种能够以简单的结构进行稳定的信号传输的通信系统，发送器和接收器。在内窥镜系统1中，基准时钟信号生成单元407生成时钟信号，同步信号生成单元408基于时钟信号生成同步信号，以及时钟信号和同步信号通过调制其中之一来产生调制信号，并且调制信号和另一信号经由传输电缆，409调制单元，以及时钟信号和同步信号中的任一个经由传输电缆以及调制信号被传输。提取单元247从调制信号中提取操作所需的信号。[选择图]图2