

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6257391号
(P6257391)

(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl.			F I		
H04L	7/06	(2006.01)	H04L	7/06	500
H04L	7/08	(2006.01)	H04L	7/08	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	680
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	510

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2014-53606 (P2014-53606)
(22) 出願日	平成26年3月17日 (2014.3.17)
(65) 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)
審査請求日	平成28年6月16日 (2016.6.16)

(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(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
審査官	阿部 弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の体腔内に挿入可能な内視鏡と、伝送ケーブルを介して前記内視鏡を制御する制御装置と、を備えた内視鏡システムであって、

前記制御装置は、

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、

前記クロック信号と前記同期信号との差分に基づいて、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た変調信号を生成し、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、

前記内視鏡は、

前記被検体の体腔内に挿入可能な挿入部と、

前記挿入部の先端部に設けられた撮像素子と、

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、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撮像素子を駆動するため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内視鏡システム。

【請求項2】

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

10

20

る請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

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 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【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。

【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】

【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。

【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。

【0008】

10

20

30

40

50

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。

【0010】

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。

【0011】

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。

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

【発明の効果】

【0015】

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】

【0016】

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【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】

【0017】

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 2 1 と、挿入部 2 1 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 2 2 と、操作部 2 2 から挿入部 2 1 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 2 3 と、を備える。

【0021】

挿入部 2 1 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 2 4 4（撮像装置）を内蔵した先端部 2 4 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 5 と、湾曲部 2 5 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 2 6 と、を有する。

【0022】

先端部 2 4 は、ライトガイド 2 4 1 と、照明レンズ 2 4 2 と、光学系 2 4 3 と、撮像素子 2 4 4 と、アナログフロントエンド部 2 4 5（以下、「AFE 部 2 4 5」という）と、P/S 変換部 2 4 6 と、抽出部 2 4 7 と、タイミングジェネレータ部 2 4 8（以下、「TG 部 2 4 8」という）と、撮像制御部 2 4 9 と、を有する。

【0023】

ライトガイド 2 4 1 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 2 4 2 は、ライトガイド 2 4 1 の先端に設けられ、ライトガイド 2 4 1 が導光した光を被写体に向けて発散する。

【0024】

光学系 2 4 3 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 2 4 4 は、光学系 2 4 3 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 2 4 4 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 2 4 4 は、光学系 2 4 3 が被写体像を結像する結像位置に設けられる。撮像素子 2 4 4 は、撮像制御部 2 4 9 の制御のもと、TG 部 2 4 8 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

A F E 部 2 4 5 は、撮像素子 2 4 4 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 C D S (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 2 4 6 へ出力する。

【 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。

20

【 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。

30

【 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。

【 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。

40

【 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

50

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LEDや、赤色LED、緑色LEDおよび青色LED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。

【0036】

光源ドライバ31bは、照明制御部32の制御のもと、光源部31aに対して電流を供給することにより、光源部31aに白色光を出射させる。

【0037】

回転フィルタ31cは、光源部31a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31a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31c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311、緑色フィルタ312および青色フィルタ313を有する。回転フィルタ31c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:600nm~700nm、緑:500nm~600nm、青:400nm~500nm)の光を順次透過させる。これにより、光源部31a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。

10

【0038】

駆動部31dは、ステッピングモータやDCモータ等を用いて構成され、回転フィルタ31cを回転動作させる。

20

【0039】

駆動ドライバ31eは、照明制御部32の制御のもと、駆動部31dに所定の電流を供給する。

【0040】

照明制御部32は、制御部410の制御のもと、所定の周期で光源部31aに白色光を出射させる。

【0041】

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401と、画像処理部402と、明るさ検出部403と、調光部404と、入力部405と、記録部406と、基準クロック生成部407と、同期信号生成部408と、変調部409と、制御部410と、を備える。

30

【0042】

S/P変換部401は、P/S変換部246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402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244を補正する補正パラメータ等が含まれる。

【0043】

画像処理部402は、S/P変換部401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402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402は、S/P変換部401から入力された画像信号を制御部410または明るさ検出部403へ出力する。

40

【0044】

明るさ検出部403は、画像処理部402から入力される画像信号に含まれるRGB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410へ出力する。

【0045】

調光部404は、制御部410の制御のもと、明るさ検出部403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

50

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 4 0 6 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 4 0 6 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 (I D)、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。

【 0 0 4 8 】

基準クロック生成部 4 0 7 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 4 0 7 がクロック信号生成部として機能する。

【 0 0 4 9 】

同期信号生成部 4 0 8 は、基準クロック生成部 4 0 7 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 4 0 9、集合ケーブル 2 5 0 および抽出部 2 4 7 を介して T G 部 2 4 8 へ出力するとともに、画像処理部 4 0 2 へ出力する。

【 0 0 5 0 】

変調部 4 0 9 は、同期信号生成部 4 0 8 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 4 0 7 から入力されるクロック信号 (D i f f _ c) を抽出部 2 4 7 へ出力する。具体的には、変調部 4 0 9 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 4 0 9 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。

【 0 0 5 1 】

制御部 4 1 0 は、撮像素子 2 4 4 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 4 1 0 は、記録部 4 0 6 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 2 5 0 を介して撮像制御部 2 4 9 へ出力する。

【 0 0 5 2 】

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 (E l e c t r o L u m i n e s c e n c e) 等を用いて構成される。

【 0 0 5 3 】

次に、上述した変調部 4 0 9 および抽出部 2 4 7 の構成および動作について説明する。図 3 は、変調部 4 0 9 の構成を模式的に示す回路図である。

【 0 0 5 4 】

図 3 に示すように、変調部 4 0 9 は、ラッチ回路 4 0 9 a と、 A N D 回路 4 0 9 b と、を有する。

【 0 0 5 5 】

ラッチ回路 4 0 9 a は、基準クロック生成部 4 0 7 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 4 0 8 から入力される同期信号 (S Y N C) を A N D 回路 4 0 9 b へ出力する。具体的には、ラッチ回路 4 0 9 a は、基準クロック生成部 4 0 7 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 4 0 8 から入力される同期信号を A N D 回路 4 0 9 b へ出力する。

【 0 0 5 6 】

A N D 回路 4 0 9 b は、基準クロック生成部 4 0 7 から入力されるクロック信号に基づいて、ラッチ回路 4 0 9 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 2 4 7 へ出力する。具体的には、 A N D 回路 4 0 9 b は、クロック

10

20

30

40

50

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、AND回路409b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247へ出力する。

【0057】

次に、抽出部247の構成について説明する。図4は、抽出部247の構成を模式的に示す回路図である。

【0058】

図4に示すように、抽出部247は、差動増幅回路247aと、差動増幅回路247bと、比較回路247cと、比較回路247dと、ラッチ回路247eと、を有する。

10

【0059】

差動増幅回路247a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247a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247cへ出力する。

【0060】

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

20

【0061】

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。

【0062】

30

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ラッチ回路247eへ出力する。

【0063】

ラッチ回路247eは、比較回路247cから入力される比較信号および比較回路247dから入力される比較信号に基づいて、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、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。

40

【0064】

このように構成された抽出部247および変調部409の動作タイミングについて説明する。図5は、抽出部247および変調部409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(CLK)を示し、図5(b)が同期信号(SYNC)を示し、図5(c)がDiff_cを示し、図5(d)がDiff_sを示し、図5(e)が抽出部247の動作を示す。

【0065】

図5に示すように、変調部409は、クロック信号を変調せず、抽出部247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

50

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247へ出力する。

【0066】

抽出部247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244の動作に必要な同期信号を抽出してTG部248へ出力する。具体的には、抽出部247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247は、基準電圧が3.3Vの場合、変調信号に対して、+1.65V以上の信号をクロック信号として抽出する一方、-1.65V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。

10

【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。

【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409aと、XOR回路501aと、を有する。

30

【0072】

XOR回路501aは、ラッチ回路409a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501a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501a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。

40

【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247aと、差動増幅回路247bと、比較回路247cと、比較回路247dと、ラッチ回路247eと、AND回路247fと、を有する。

【0075】

差動増幅回路247a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）

50

が入力される。差動増幅回路247a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247cへ出力する。

【0076】

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

10

20

30

40

50

【 0 0 8 5 】

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。

【 0 0 8 6 】

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。

【 0 0 8 7 】

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。

【 0 0 8 8 】

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 】

【 0 0 8 9 】

- 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

10

20

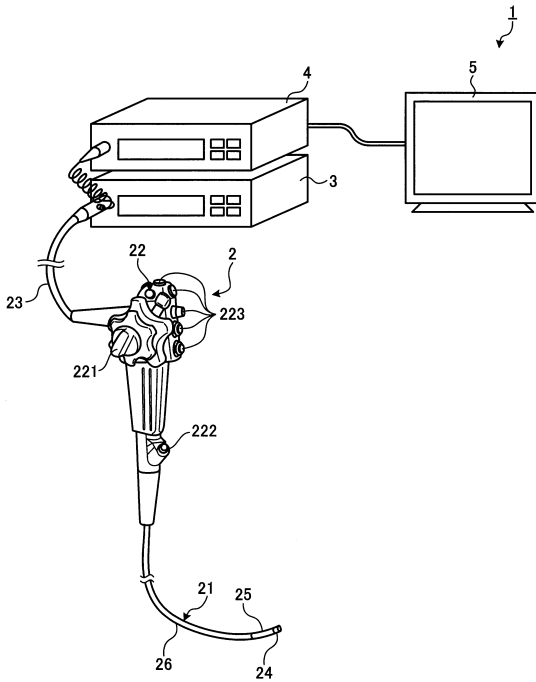
30

40

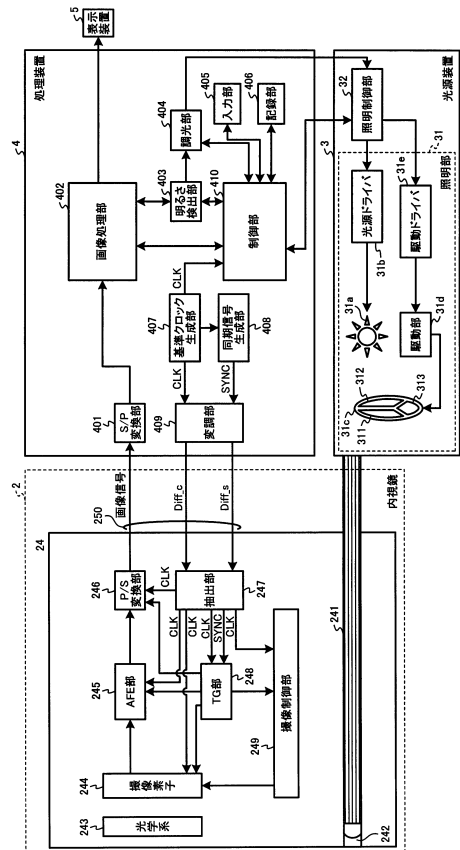
50

- 404 調光部
- 405 入力部
- 406 記録部
- 407 基準クロック生成部
- 408 同期信号発生部
- 409, 501 変調部
- 409a ラッチ回路
- 409b AND回路
- 410 制御部
- 501a XOR回路

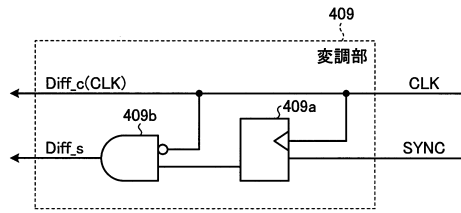
【図1】



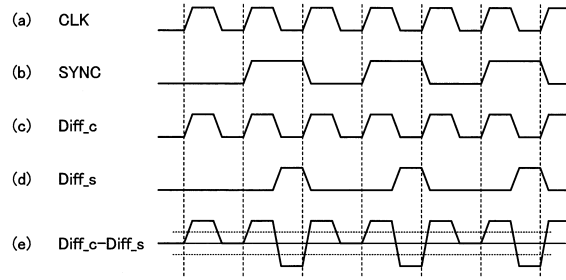
【図2】



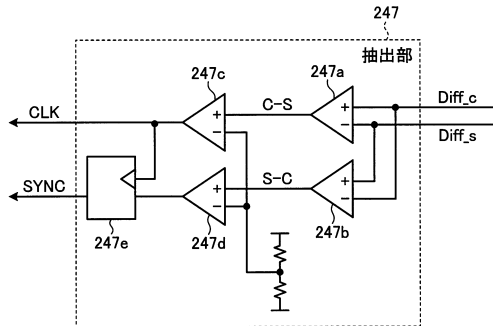
【 図 3 】



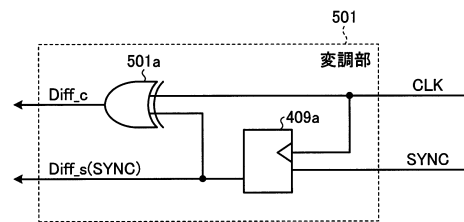
【 図 5 】



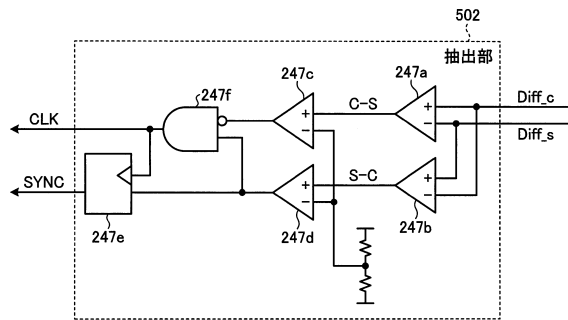
【 図 4 】



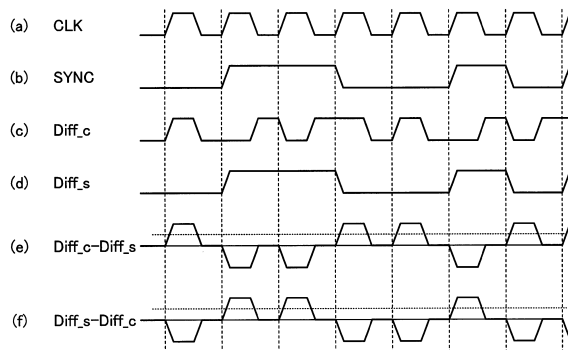
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-017548(JP,A)
特開2012-010160(JP,A)
特開2001-298445(JP,A)
特開平05-244094(JP,A)
特開2009-195602(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H04L	7/06
A61B	1/00
A61B	1/04
H04L	7/08

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6257391B2	公开(公告)日	2018-01-10
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		
当前申请(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	H04L7/06 H04L7/08 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	H04L7/06.500 H04L7/08 A61B1/00.680 A61B1/04.510 A61B1/04 A61B1/04.362.J A61B1/04.370 A61B1/05 H04L7/08.A		
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		
审查员(译)	阿部寛		
其他公开文献	JP2015177425A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够以简单配置执行稳定信号传输的通信系统，传输设备和接收设备。内窥镜系统1包括用于产生时钟信号的参考时钟信号产生单元407，用于基于时钟信号产生同步信号的同步信号产生单元408，409调制单元，用于调制调制信号之一以产生调制信号并通过传输电缆传输调制信号；调制单元，用于调制时钟信号和同步信号中的任何一个，以及提取单元247，用于从调制信号中提取操作所需的信号。 .The

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6257391号 (P6257391)
(45) 発行日 平成30年1月10日 (2018. 1. 10)	(24) 登録日 平成29年12月15日 (2017. 12. 15)	
(5) Int. Cl. F I		
H04L 7/06 (2006.01)	H04L 7/06	500
H04L 7/08 (2006.01)	H04L 7/08	
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00	680
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04	510
請求項の数 3 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-53606 (P2014-53606)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(22) 出願日 平成26年3月17日 (2014. 3. 17)	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明	
(65) 公開番号 特開2015-177425 (P2015-177425A)	(72) 発明者 田辺 譲 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4-3番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内	
(43) 公開日 平成27年10月5日 (2015. 10. 5)	審査官 阿部 弘	
審査請求日 平成28年6月16日 (2016. 6. 16)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		