

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像手段を有する内視鏡と、前記内視鏡からの映像信号を信号処理する信号処理装置とからなる内視鏡装置において、

前記信号処理装置は、

前記内視鏡からの映像信号をデジタルの平行信号に変換するアナログ/デジタル変換手段と、

前記平行信号の各ビットより、ビット毎のビットデータと該ビットデータの反転データとを組み合わせたビットデータ組を生成し、該ビットデータ組をシリアルデータに変換する平行/シリアル変換手段と、

10

前記シリアルデータを電氣的に絶縁して伝送するデータ絶縁伝送手段とを備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記データ絶縁伝送手段は、LVDS方式によりデータを伝送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】

前記平行/シリアル変換手段は、前記データ絶縁伝送手段の伝送レートに基づき、前記シリアルデータのデータ長を設定する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者側回路と 2 次側回路を電氣的に絶縁して映像処理を行う内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より内視鏡は、医療分野及び工業用分野における内視鏡検査に広く採用されるようになった。

また、最近においては、撮像手段を内蔵した電子内視鏡（ビデオスコープともいう）や、光学式内視鏡に撮像手段を内蔵したカメラヘッドを装着した電子式内視鏡（内視鏡撮像装置ともいう）は、内視鏡画像の記録等が簡単に行えるために広く用いられる状況にある。

30

【0003】

例えば電子内視鏡あるいはカメラヘッドには固体撮像素子（以下、CCD（Charge Coupled Device）と称する）が内蔵され、その CCD を駆動制御して撮像した観察部位の撮像信号をビデオプロセッサで所定の信号処理を行いテレビ映像信号を生成させ、そのテレビ映像信号を用いてテレビモニタに撮像された観察部位の画像を表示する電子内視鏡装置が用いられている。

例えば電子内視鏡のように先端に CCD を有する内視鏡挿入部を体腔内に挿入して、体腔内の観察部位を観察治療する医療用電子内視鏡のビデオプロセッサは、患者の安全性を確保するために、CCD の駆動回路や映像信号処理回路の一部を 2 次回路とは絶縁分離された患者回路に搭載している。

40

【0004】

そこで、例えば特開 2004 - 242878 号公報等が開示されている電子内視鏡装置では、CCD を駆動するための基準クロック信号が 2 次回路で生成される場合、患者回路へのクロック伝送には絶縁を確保しつつ信号伝送可能なアイソレーショントランス等のアイソレーションデバイスが用いられる。

【0005】

アイソレーションデバイスとして、近年、LVDS（低電圧差動信号処理）デバイスが注目されている。この LVDS では、高速な伝送速度、小さい信号振幅、低い消費電力、

50

少ない電磁障害での信号伝送が可能となる。

【特許文献１】特開２００４－２４２８７８号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

最近においては、通常の単板タイプ等の単一の標準解像度の固体撮像素子を備えた電子内視鏡の他に、高画質化することができる、単板タイプ等の単一の高解像度の固体撮像素子を備えた電子内視鏡、あるいは３原色撮像用或いは３板タイプの複数の固体撮像素子を内蔵したカメラヘッドを用いて内視鏡検査を行うニーズがあるが、従来は、別体の映像信号処理装置を採用している。

10

【０００７】

このため、従来は、内視鏡検査に使用するカメラヘッドに応じて映像信号処理装置を変更しなければならないため、内視鏡検査を行う内視鏡撮像システムの準備に手間がかかる等の欠点があった。

【０００８】

一方、ＬＶＤＳでは、通常、パルストランスにてアイソレーションを行っているため、データの伝送においてはパルストランスの信号通過特性に対応した周波数により行う必要があるが、標準解像度ＣＣＤや高解像度ＣＣＤ等により撮像された映像データでは、伝送クロック及びデータビット数が異なるために、パルストランスの信号通過特性を安定化させることが難しいといった問題がある。

20

【０００９】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ＬＶＤＳ方式におけるパルストランスの信号通過特性を安定化させて映像データをアイソレーション伝送することのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

本発明の内視鏡装置は、
撮像手段を有する内視鏡と、前記内視鏡からの映像信号を信号処理する信号処理装置とからなる内視鏡装置において、
前記信号処理装置が、
前記内視鏡からの映像信号をデジタルの平行信号に変換するアナログ／デジタル変換手段と、
前記平行信号の各ビットより、ビット毎のビットデータと該ビットデータの反転データとを組み合わせたビットデータ組を生成し、該ビットデータ組をシリアルデータに変換する平行／シリアル変換手段と、
前記シリアルデータを電氣的に絶縁して伝送するデータ絶縁伝送手段とを備えて構成される。

30

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、ＬＶＤＳ方式におけるパルストランスの信号通過特性を安定化させて映像データをアイソレーション伝送することができるという効果がある。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例１】

【００１３】

図１ないし図９は本発明の実施例１に係わり、図１は内視鏡撮像システムの全体構成図、図２は図１の３板タイプのカメラヘッドの内部構成を示すブロック図、図３は図１のビデオスコープ（電子内視鏡）の内部構成を示すブロック図、図４は図１の映像信号処理装置の内部構成を示すブロック図、図５は図４の映像信号処理装置の作用を説明する第１の

50

図、図 6 は図 4 の映像信号処理装置の作用を説明する第 2 の図、図 7 は図 4 の映像信号処理装置の作用を説明する第 3 の図、図 8 は図 4 の映像信号処理装置の作用を説明する第 4 の図、図 9 は図 4 の映像信号処理装置の作用を説明する第 5 の図である。

【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように、本発明の実施例 1 の内視鏡撮像システム 1 は、光学式内視鏡 2 と、この光学式内視鏡 2 に装着される 3 板タイプの標準解像度の撮像手段を内蔵したカメラヘッド 3 と、軟性の標準解像度の撮像手段を内蔵した電子内視鏡（以下、ビデオスコープと略記）5 と、軟性の高解像度の撮像手段を内蔵したビデオスコープ 5 H と、光学式内視鏡 2 又はビデオスコープ 5 , 5 H に照明光を供給する光源装置 6 と、カメラヘッド 3 及びビデオスコープ 5 , 5 H が選択的に接続され、映像信号生成の信号処理を行う映像信号処理装置 7 と、この映像信号処理装置 7 に接続され、カメラヘッド 3 或いはビデオスコープ 5 , 5 H に内蔵された撮像手段により撮像された内視鏡画像に対応する映像信号を表示するモニタ 8 とから構成される。

10

【 0 0 1 5 】

そして、映像信号処理装置 7 は、これら種類の異なる内視鏡撮像装置の信号コネクタ 9 a、9 c、9 c H が選択的に接続されることにより、それぞれの出力信号から映像信号生成の処理を行う。

【 0 0 1 6 】

光学式内視鏡 2 は、体腔内に挿入される軟性（可撓性）の挿入部 1 1 a と、この挿入部 1 1 a の後端に設けられた操作部 1 2 a と、この操作部 1 2 a の後端に設けられた接眼部 1 3 と、操作部 1 2 a から延出されたライトガイドケーブル 1 4 とを有する。このライトガイドケーブル 1 4 の端部に設けられたライトガイドコネクタ 1 5 a は、光源装置 6 に着脱自在に接続される。

20

また、ビデオスコープ 5 は、体腔内に挿入される軟性（可撓性）の挿入部 1 1 b と、この挿入部 1 1 b の後端に設けられた操作部 1 2 b と、この操作部 1 2 b から延出されたユニバーサルケーブル 1 6 とを有する。このユニバーサルケーブル 1 6 の端部に設けられたライトガイドコネクタ 1 5 b は、光源装置 6 に着脱自在に接続される。

【 0 0 1 7 】

また、このライトガイドコネクタ 1 5 b の側部から延出された信号ケーブル 2 0 の端部には信号コネクタ 9 c が設けてあり、この信号コネクタ 9 c は、映像信号処理装置 7 の信号コネクタ受け 1 0 に着脱自在に接続される。

30

【 0 0 1 8 】

同様に、ビデオスコープ 5 H は、体腔内に挿入される軟性（可撓性）の挿入部 1 1 b H と、この挿入部 1 1 b H の後端に設けられた操作部 1 2 b H と、この操作部 1 2 b H から延出されたユニバーサルケーブル 1 6 H とを有する。このユニバーサルケーブル 1 6 H の端部に設けられたライトガイドコネクタ 1 5 b H は、光源装置 6 に着脱自在に接続される。

【 0 0 1 9 】

また、このライトガイドコネクタ 1 5 b H の側部から延出された信号ケーブル 2 0 H の端部には信号コネクタ 9 c H が設けてあり、この信号コネクタ 9 c H は、映像信号処理装置 7 の信号コネクタ受け 1 0 に着脱自在に接続される。

40

【 0 0 2 0 】

光源装置 6 は、この光源装置 6 に接続されされたライトガイドケーブル 1 4 或いは 1 6、1 6 H を介して光学式内視鏡 2 或いはビデオスコープ 5 , 5 H に照明光を供給する。そして、光学式内視鏡 2 或いはビデオスコープ 5 , 5 H 内部の図示しないライトガイドにより照明光は伝送され、挿入部 1 1 a 或いは 1 1 b の先端部の照明窓から出射される。照明窓から出射された照明光により、挿入部 1 1 a 或いは 1 1 b , 1 1 b H が挿入された体腔内の患部等の被写体が照明される。挿入部 1 1 a 或いは 1 1 b , 1 1 b H の先端部には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、その観察窓に取り付けられた対物レンズにより被写体の光学像が結像される。

50

【 0 0 2 1 】

例えばビデオスコープ 5 の場合には、対物レンズの結像位置には、撮像手段として通常解像度の電荷結合素子（ＣＣＤと略記）４２（図 3 参照）が配置されている。ビデオスコープ 5 H も ＣＣＤ が高解像度である点を除いてビデオスコープ 5 と同様である。

【 0 0 2 2 】

一方、光学式内視鏡 2 の場合には、対物レンズの結像位置には、イメージガイドの先端面が配置され、この先端面に結像された光学像は、接眼部 1 3 付近に配置された後端面に伝送され、接眼部 1 3 から肉眼で観察できると共に、カメラヘッド 3 が装着された場合には、カメラヘッド 3 に内蔵された撮像手段に光学像が結像されることになる。

カメラヘッド 3 は、光学式内視鏡 2 の接眼部 1 3 に着脱自在に接続されるヘッド部 1 7 a から信号ケーブル 1 8 a がそれぞれ延出され、信号ケーブル 1 8 a の端部に設けられた信号コネクタ 9 a は、映像信号処理装置 7 の信号コネクタ受け 1 0 に着脱自在に接続される。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、3 板タイプのカメラヘッド（3 板カメラヘッドともいう）3 の詳細な構成を示す。

【 0 0 2 4 】

3 板タイプのカメラヘッド 3 内は、内部にダイクロックプリズム 2 1 を備え、被写体からの光学像を ＲＧＢの 3 原色の光学像に分離する。ＲＧＢの 3 原色に分離された光学像は、Ｒ用 ＣＣＤ 2 2、Ｇ用 ＣＣＤ 2 3、Ｂ用 ＣＣＤ 2 4 によりそれぞれ撮像され、電気信号に変換される。それぞれの ＣＣＤ 出力信号は、相関二重サンプリング回路（ＣＤＳ）2 5、2 6、2 7 にそれぞれ入力される。

【 0 0 2 5 】

ＣＤＳ回路 2 5、2 6、2 7 の出力信号は、信号コネクタ 9 a の接点部 1 9 の端子 1 A、1 B、2 A をそれぞれ介して映像信号処理装置 7 に出力される。なお、信号コネクタ 9 a の右端の接点部 1 9 における符号は、端子番号を示す。

【 0 0 2 6 】

Ｒ用 ＣＣＤ 2 2、Ｇ用 ＣＣＤ 2 3、Ｂ用 ＣＣＤ 2 4 及び ＣＤＳ回路 2 5、2 6、2 7 は、タイミングジェネレータ 2 8 に接続される。

【 0 0 2 7 】

このタイミングジェネレータ 2 8 には、接点部 1 9 を介して映像信号処理装置 7 から原発振クロック、同期信号及びタイミングジェネレータ制御信号が入力され、タイミングジェネレータ 2 8 は、これらの信号に基づいて ＣＣＤ 駆動信号及び ＣＤＳ回路用のサンプリング信号を発生し、ＣＣＤ 2 2、2 3、2 4 及び ＣＤＳ回路 2 5、2 6、2 7 にそれぞれ ＣＣＤ 駆動信号及びサンプリング信号を供給する。また、タイミングジェネレータ 2 8 は、映像信号処理装置 7 に ＣＤＳサンプリング信号に同期したクロックを端子 8 B から供給する。

【 0 0 2 8 】

また、3 板タイプのカメラヘッド 3 は、このカメラヘッド 3 を検出（識別）するためのカメラヘッド／スコープ検出用の検出抵抗 2 9（その抵抗値は Ｒ 1）が設けてある。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、ビデオスコープ 5 の詳細な構成を示すブロック図である。ＣＣＤ 4 2 が高解像度である点を除いてビデオスコープ 5 H もビデオスコープ 5 と同様な構成であるので、ビデオスコープ 5 を例に説明する。

【 0 0 3 0 】

ビデオスコープ 5 内には、補色モザイクフィルタ 4 1 を備えた通常解像度の ＣＣＤ 4 2 と、この ＣＣＤ 4 2 から出力される ＣＣＤ 出力信号を増幅するアンプ 4 3 とを有しており、アンプ 4 3 により増幅されされた ＣＣＤ 出力信号は、接点部 1 9 の端子 1 7 B を介して映像信号処理装置 7 に出力される。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

また、ビデオスコープ 5 内には、タイミングジェネレータ 4 4 を備えており、映像信号処理装置 7 から原発振クロック、同期信号及びタイミングジェネレータ制御信号が入力され、タイミングジェネレータ 4 4 は、これらの信号に基づいて C C D 駆動信号を発生し、C C D 4 2 に C C D 駆動信号を供給する。また、タイミングジェネレータ 4 4 は、接点部 1 9 の端子 8 B を介して映像信号処理装置 7 に C D S サンプリング信号に同期したクロックを供給する。

【 0 0 3 2 】

ビデオスコープ 5 内にもカメラヘッド 3 と同様に、カメラヘッド / スコープ検出用の検出抵抗 4 5 (その抵抗値は R 3) を備えている。

【 0 0 3 3 】

図 4 は、映像信号処理装置 7 の詳細を示すブロック図である。図 4 に示すように、映像信号処理装置 7 は、ビデオスコープ 5 等が接続される患者側回路 1 0 0 a と、該患者側回路 1 0 0 a と電氣的に絶縁された 2 次側回路 1 0 0 b とに分離されている。

【 0 0 3 4 】

映像信号処理装置 7 の患者側回路 1 0 0 a には、カメラヘッド 3 内の C C D 2 2 、 2 3 、 2 4 あるいはビデオスコープ 5 、 5 H 内の C C D 4 2 を駆動する C C D ドライバ 1 0 1 と、ビデオスコープ 5 、 5 H からの撮像信号を増幅するプリアンプ 1 0 2 と、プリアンプ 1 0 2 を介した撮像信号を相関二重サンプリングしデジタル化する C D S & A / D 部 1 0 3 と、カメラヘッド 3 からの撮像信号をデジタル化する A / D 部 1 0 4 とを備えている。

【 0 0 3 5 】

C D S & A / D 部 1 0 3 では、ビデオスコープ 5 からの撮像信号の場合は例えば 1 4 M H z , 1 2 b i t のパラレル信号に変換し、ビデオスコープ 5 H からの撮像信号の場合は例えば 2 8 M H z , 1 2 b i t のパラレル信号に変換する。また、A / D 部 1 0 4 ではカメラヘッド 3 内の C C D 2 2 、 2 3 、 2 4 からの撮像信号を 1 4 M H z , 3 6 b i t のパラレル信号に変換する。

【 0 0 3 6 】

C D S & A / D 部 1 0 3 からの 1 2 b i t のパラレル信号あるいは A / D 部 1 0 4 からの 3 6 b i t のパラレル信号は、L V D S 変換部 1 0 5 に入力され、L V D S 変換部 1 0 5 では入力されたパラレル信号を L V D S 伝送のためのシリアル信号に変換する。L V D S 変換部 1 0 5 での変換の詳細については後述する。

【 0 0 3 7 】

前記 C C D ドライバ 1 0 1 及び C D S & A / D 部 1 0 3 は、ドライブ制御部 1 0 6 により制御される。ドライブ制御部 1 0 6 は、フォトカプラ 1 0 7 を介して 2 次側回路 1 0 0 b に設けられているクロック回路 (C L K) 1 0 8 からの基準クロックに基づき C C D 制御信号を生成し、C C D ドライバ 1 0 1 及び C D S & A / D 部 1 0 3 を制御する。

【 0 0 3 8 】

なお、L V D S 変換部 1 0 5 及びドライブ制御部 1 0 6 は F P G A (フィールドプログラマブルゲートアレイ) により構成されている。

【 0 0 3 9 】

L V D S 変換部 1 0 5 により変換された L V D S 伝送のためのシリアル信号は、L V D S 伝送部 1 1 0 を介して 2 次側回路 1 0 0 b の L V D S 変調部 1 1 1 に伝送される。

【 0 0 4 0 】

図 5 に L V D S 伝送部 1 1 0 の構成を示す。L V D S 伝送部 1 1 0 は、L V D S ドライバ 1 1 2 、パルストランス 1 1 3 、L V D S レシーバ 1 1 4 とから構成され、パルストランス 1 1 3 の前後にはチョークコイル 1 1 5 a , 1 1 5 b が設けられている。

【 0 0 4 1 】

図 4 に戻り、L V D S 変調部 1 1 1 では、L V D S 伝送部 1 1 0 を介して入力されたシリアル信号を L V D S 変換部 1 0 5 とは逆の変換を行い 1 2 b i t のパラレル信号あるいは 3 6 b i t のパラレル信号に変換する。1 2 b i t のパラレル信号すなわちビデオスコープ 5 (5 H) からのパラレル信号の場合は、色処理部 1 1 6 で色分解処理、同時化処理

10

20

30

40

50

等を行い画像メモリ 117 に格納し、36 bit のパラレル信号すなわちカメラヘッド 3 からのパラレル信号の場合は、そのまま画像メモリ 117 に格納する。

【0042】

そして、画像メモリ 117 に格納された画像データを HD 信号処理部 118 あるいは SD 信号処理部 119 で画像信号処理してモニタ 8 に出力する。

【0043】

これら色処理部 116、HD 信号処理部 118 あるいは SD 信号処理部 119 は、制御部 120 により制御される。制御部 120 は、カメラヘッド 3 あるいはビデオスコープ 5 (5H) の検知抵抗 29、45 をフォトカプラ 121 を介して検知することで、映像処理の制御を行う。ここで、HD 信号処理部 118 は高解像度の映像信号処理を行い、SD 信号処理部 119 は標準解像度の映像信号処理を行う。

10

【0044】

なお、LVDS 変調部 111、色処理部 116、HD 信号処理部 118 及び SD 信号処理部 119 は FPG A (フィールドプログラマブルゲートアレイ) により構成されている。

【0045】

制御部 120 は、図示しないキーボード、プリンタ、PCMCIA、LAN、フットスイッチ等の周辺機器とのインターフェイスを有すると共に、フロントパネル 122 とのインターフェイスを有している。さらに、制御部 120 は内部にキャラクタジェネレータ 120a を備えており、必要に応じたメッセージをモニタ 8 に表示させることができる。

20

【0046】

つぎに、LVDS 変換部 105 でのデータ変換について説明する。図 6 に示すように、本実施例の LVDS 伝送部 110 のパルストランス 113 は、例えば 300 MHz 近傍に伝送特性のピークを有している。LVDS 伝送部 110 での伝送クロック周波数は、例えば 336 MHz としている。

【0047】

一方、図 7 に示すように、標準解像度のビデオスコープ 5 の CCD 42 からはデータレート 14 MHz、12 bit の映像信号が、カメラヘッド 3 の CCD 22、23、24 からはデータレート 14 MHz、12 bit × 3 の映像信号が、さらにビデオスコープ 5 H の CCD 42 からはデータレート 28 MHz、12 bit の映像信号が、LVDS 変換部 105 に入力される。

30

【0048】

例えば $T_0 = 1 / 28 \text{ MHz}$ とすると、図 8 に示すように、ビデオスコープ 5 の CCD 42 からは $2 \times T_0$ の時間、12 bit の D0 ~ D11 のパラレルデータが LVDS 変換部 105 に入力される。そこで、LVDS 変換部 105 は、まず、D0 ~ D11 の反転データ / D0 ~ / D11 (例えば D0 = 0 ならば反転データ / D0 = 1) を生成する。

【0049】

そして、「/D0、D0、/D1、D1、/D2、D2、/D3、D3、/D4、D4、/D5、D5」からなる 12 ビットのパラレルデータと、「/D6、D6、/D7、D7、/D8、D8、/D9、D9、/D10、D10、/D11、D11」からなる 12 ビットのパラレルデータを、それぞれ T_0 の時間セットする。

40

【0050】

すなわち、14 MHz ($= 2 \times T_0$) のデータレートにおける 12 ビット入力の 1 チャンネルのパラレル / シリアル変換を、28 MHz ($= T_0$) のデータレートにおける下位データ「/D0、D0、/D1、D1、/D2、D2、/D3、D3、/D4、D4、/D5、D5」と、上位データ「/D6、D6、/D7、D7、/D8、D8、/D9、D9、/D10、D10、/D11、D11」に変換する。

【0051】

この変換により、LVDS 伝送部 110 の LVDS ドライバ 112 では、転送レートが $T_0 / 12$ のチャンネルを 1 つ用いた状態で、14 MHz × 24 のビットデータを伝送す

50

ることになる。

【0052】

この伝送では、 $/Di$ 、 Di ($i = 0 \sim 11$) というように、映像データのビットを1ビット毎に反転させて伝送しているので、伝送信号のAPL (平均値) を安定化させることができる。

【0053】

また、データを1ビット毎に反転させることにより、チャンネル当たりのLVDS信号のデータ周波数 ($14\text{MHz} \times 24$) が伝送クロック周波数 (336MHz) と同じとなるため、LVDS変調部111でのロック状態を安定させることができる。

【0054】

同様に、図9に示すように、高解像度のビデオスコープ5HのCCD42からはT0の時間、12bitのD0~D11の平行データがLVDS変換部105に入力される。この場合は、転送レートがT0/12のチャンネルを2つ用いた状態で、 $28\text{MHz} \times 12$ のビットデータを伝送することになる。

【0055】

この場合も $/Di$ 、 Di ($i = 0 \sim 11$) というように、映像データのビットを1ビット毎に反転させて伝送しているので、伝送信号のAPL (平均値) を安定化させることができる。

【0056】

また、データを1ビット毎に反転させることにより、チャンネル当たりのLVDS信号のデータ周波数 ($28\text{MHz} \times 12$) が伝送クロック周波数 (336MHz) と同じとなるため、LVDS変調部111でのロック状態を安定させることができる。

【0057】

なお、カメラヘッド3のCCD22、23、24からは、CCD毎に図7に示したレートでデータがLVDS変換部105に入力されるが、転送レートがT0/12のチャンネルを3つ用いた状態で、それぞれのチャンネルで $14\text{MHz} \times 24$ のビットデータを伝送することになる。詳細は図8と同じであるので説明は省略する。

【0058】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の実施例1に係る内視鏡撮像システムの全体構成図

【図2】図1の3板タイプのカメラヘッドの内部構成を示すブロック図

【図3】図1のビデオスコープ (電子内視鏡) の内部構成を示すブロック図

【図4】図1の映像信号処理装置の内部構成を示すブロック図

【図5】図4の映像信号処理装置の作用を説明する第1の図

【図6】図4の映像信号処理装置の作用を説明する第2の図

【図7】図4の映像信号処理装置の作用を説明する第3の図

【図8】図4の映像信号処理装置の作用を説明する第4の図

【図9】図4の映像信号処理装置の作用を説明する第5の図

【符号の説明】

【0060】

- 1 ... 内視鏡撮像システム
- 2 ... 光学式内視鏡
- 3 ... 通常解像度3板 (タイプの) カメラヘッド
- 5 ... 通常解像度ビデオスコープ
- 5H ... 高解像度ビデオスコープ
- 7 ... 映像信号処理装置
- 8 ... モニタ

10

20

30

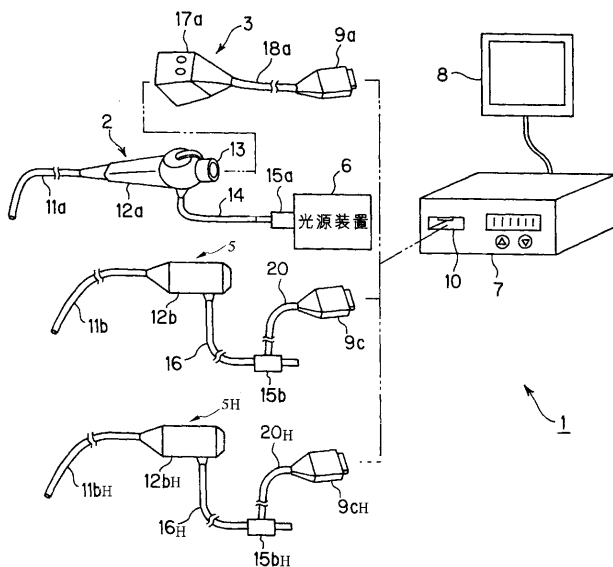
40

50

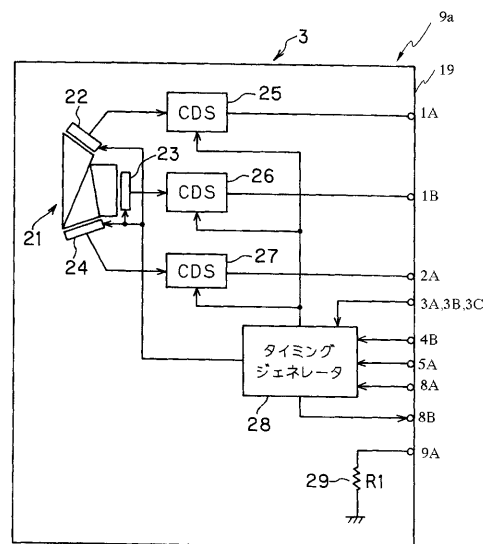
- 9 a、9 b、9 c ... 信号コネクタ
- 10 ... 信号コネクタ受け
- 101 ... CCDドライバ
- 102 ... プリアンプ
- 103 ... CDS & A / D 部
- 104 ... A / D 部
- 105 ... L V D S 変換部
- 106 ... ドライブ制御部
- 107、121 ... フォトカプラ
- 108 ... クロック回路 (C L K)
- 110 ... L V D S 伝送部
- 111 ... L V D S 変調部
- 116 ... 色処理部
- 117 ... 画像メモリ
- 118 ... H D 信号処理部
- 119 ... S D 信号処理部
- 120 ... 制御部

10

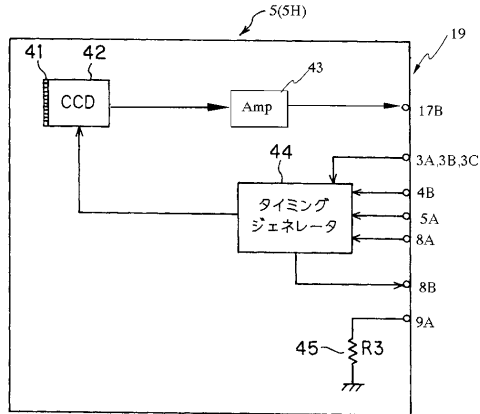
【 図 1 】



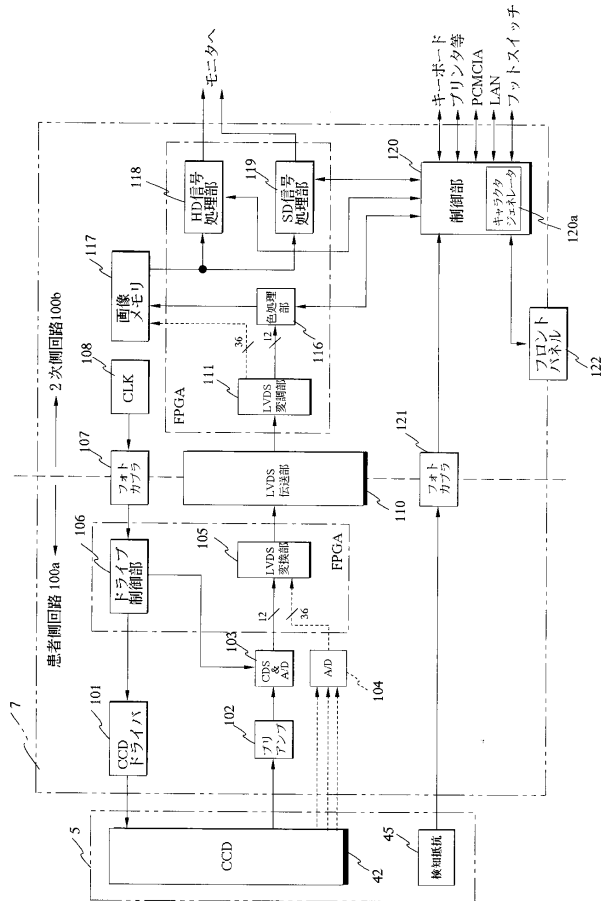
【 図 2 】



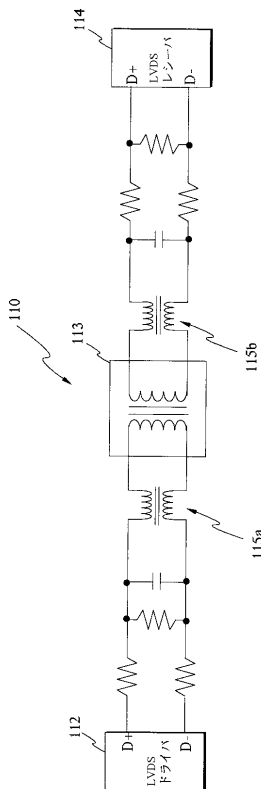
【図 3】



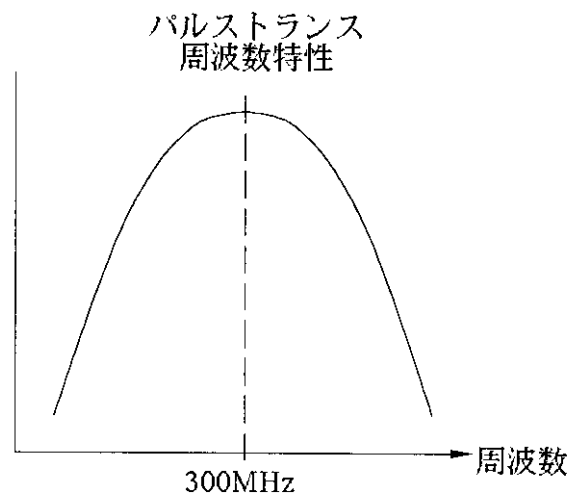
【図 4】



【図 5】



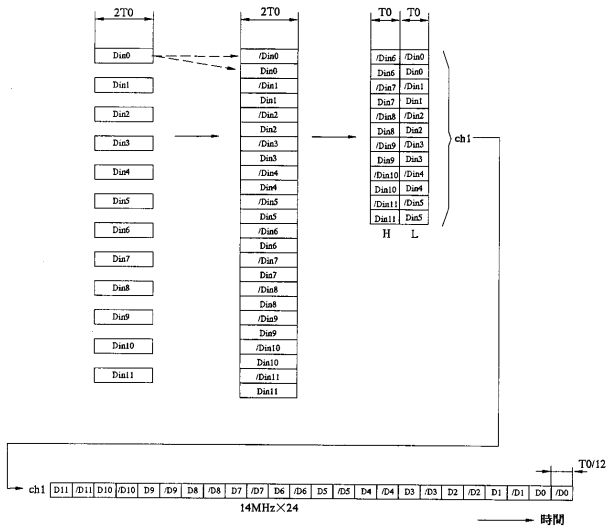
【図 6】



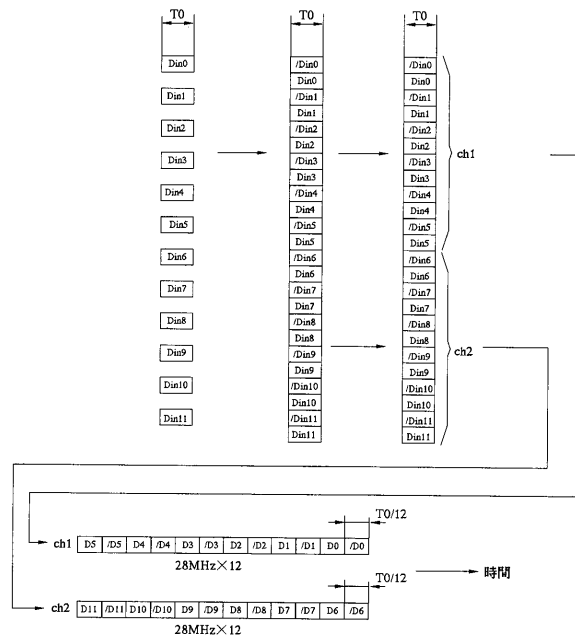
【図 7】

	データレート	ビット幅
単板 SD-CCD	14MHz	12bit
3板 SD-CCD	14MHz	12bit×3
HD-CCD	28MHz	12bit

【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 長谷 憲多朗
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
- (72)発明者 小笠原 弘太郎
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
- (72)発明者 江藤 忠夫
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
- (72)発明者 川村 昭人
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
- (72)発明者 劉 忻
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
- (72)発明者 天野 正一
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
- (72)発明者 小西 純
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
- (72)発明者 岩崎 智樹
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
- (72)発明者 高橋 和正
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
- (72)発明者 平井 力
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
- (72)発明者 橋本 秀範
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

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA11

4C061 CC06 JJ19 NN03 NN09 SS11 UU09

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2007167590A	公开(公告)日	2007-07-05
申请号	JP2005373291	申请日	2005-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	望田明彦 斉藤克行 網川誠 長谷憲多朗 小笠原弘太郎 江藤忠夫 川村昭人 劉忻 天野正一 小西純 岩崎智樹 高橋和正 平井力 橋本秀範		
发明人	望田 明彦 斉藤 克行 網川 誠 長谷 憲多朗 小笠原 弘太郎 江藤 忠夫 川村 昭人 劉 忻 天野 正一 小西 純 岩崎 智樹 高橋 和正 平井 力 橋本 秀範		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.362.J G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/00.684 A61B1/045.613		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/NN09 4C061/SS11 4C061/UU09 4C161/CC06 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN09 4C161/SS11 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4757019B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：稳定LVDS系统中脉冲变压器的信号通过特性，并隔离传输视频数据。来自CDS&A / D单元103的12位并行信号或来自A / D单元104的36位并行信号输入到LVDS转换单元105，并且输入的并行信号是在LVDS转换单元105中发送的LVDS。以串

行信号为。LVDS发送单元110的LVDS驱动器在使用一个信道以T0 / 12的传输速率的同时发送14MHz×24位数据。[选择图]图4

