

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4757019号
(P4757019)

(45) 発行日 平成23年8月24日 (2011.8.24)

(24) 登録日 平成23年6月10日 (2011.6.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/04 3 6 2 J
G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 3 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-373291 (P2005-373291)
 (22) 出願日 平成17年12月26日 (2005.12.26)
 (65) 公開番号 特開2007-167590 (P2007-167590A)
 (43) 公開日 平成19年7月5日 (2007.7.5)
 審査請求日 平成20年10月9日 (2008.10.9)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 望田 明彦
 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
 (72) 発明者 斉藤 克行
 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
 (72) 発明者 綱川 誠
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【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、

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】

【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。

10

【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。

20

【0004】

そこで、例えば特開２００４－２４２８７８号公報等に記載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、少ない電磁障害での信号伝送が可能となる。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 0 9 】

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】

【 0 0 1 0 】

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。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

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。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

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】

【 0 0 1 3 】

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。

【 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

10

20

30

40

50

１３と、操作部１２ａから延出されたライトガイドケーブル１４とを有する。このライトガイドケーブル１４の端部に設けられたライトガイドコネクタ１５ａは、光源装置６に着脱自在に接続される。

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１１ｂと、この挿入部１１ｂの後端に設けられた操作部１２ｂと、この操作部１２ｂから延出されたユニバーサルケーブル１６とを有する。このユニバーサルケーブル１６の端部に設けられたライトガイドコネクタ１５ｂは、光源装置６に着脱自在に接続される。

【００１７】

また、このライトガイドコネクタ１５ｂの側部から延出された信号ケーブル２０の端部には信号コネクタ９ｃが設けてあり、この信号コネクタ９ｃは、映像信号処理装置７の信号コネクタ受け１０に着脱自在に接続される。

10

【００１８】

同様に、ビデオスコープ５Ｈは、体腔内に挿入される軟性（可撓性）の挿入部１１ｂＨと、この挿入部１１ｂＨの後端に設けられた操作部１２ｂＨと、この操作部１２ｂＨから延出されたユニバーサルケーブル１６Ｈとを有する。このユニバーサルケーブル１６Ｈの端部に設けられたライトガイドコネクタ１５ｂＨは、光源装置６に着脱自在に接続される。

【００１９】

また、このライトガイドコネクタ１５ｂＨの側部から延出された信号ケーブル２０Ｈの端部には信号コネクタ９ｃＨが設けてあり、この信号コネクタ９ｃＨは、映像信号処理装置７の信号コネクタ受け１０に着脱自在に接続される。

20

【００２０】

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１４或いは１６、１６Ｈを介して光学式内視鏡２或いはビデオスコープ５、５Ｈ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、５Ｈ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１１ａ或いは１１ｂ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１１ａ或いは１１ｂ、１１ｂＨ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１１ａ或いは１１ｂ、１１ｂＨ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。

30

【００２１】

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５Ｈ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。

【００２２】

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１３付近に配置された後端面に伝送され、接眼部１３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１３に着脱自在に接続されるヘッド部１７ａから信号ケーブル１８ａがそれぞれ延出され、信号ケーブル１８ａの端部に設けられた信号コネクタ９ａは、映像信号処理装置７の信号コネクタ受け１０に着脱自在に接続される。

40

【００２３】

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。

【００２４】

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２１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ＣＣＤ２２、Ｇ用ＣＣＤ２３、Ｂ用ＣＣＤ２４によりそれぞれ撮像され、電気信号

50

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）２５、２６、２７にそれぞれ入力される。

【００２５】

ＣＤＳ回路２５、２６、２７の出力信号は、信号コネクタ９ａの接点部１９の端子１Ａ、１Ｂ、２Ａ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９ａの右端の接点部１９における符号は、端子番号を示す。

【００２６】

Ｒ用ＣＣＤ２２、Ｇ用ＣＣＤ２３、Ｂ用ＣＣＤ２４及びＣＤＳ回路２５、２６、２７は、タイミングジェネレータ２８に接続される。

【００２７】

このタイミングジェネレータ２８には、接点部１９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２８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、ＣＣＤ２２、２３、２４及びＣＤＳ回路２５、２６、２７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２８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８Ｂから供給する。

【００２８】

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２９（その抵抗値はＲ１）が設けてある。

【００２９】

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。ＣＣＤ４２が高解像度である点を除いてビデオスコープ５Ｈ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。

【００３０】

ビデオスコープ５内には、補色モザイクフィルタ４１を備えた通常解像度のＣＣＤ４２と、このＣＣＤ４２から出力されるＣＣＤ出力信号を増幅するアンプ４３とを有しており、アンプ４３により増幅されされたＣＣＤ出力信号は、接点部１９の端子１７Ｂを介して映像信号処理装置７に出力される。

【００３１】

また、ビデオスコープ５内には、タイミングジェネレータ４４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４４は、これらの信号に基づいてＣＣＤ駆動信号を発生し、ＣＣＤ４２にＣＣＤ駆動信号を供給する。また、タイミングジェネレータ４４は、接点部１９の端子８Ｂを介して映像信号処理装置７にＣＤＳサンプリング信号に同期したクロックを供給する。

【００３２】

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４５（その抵抗値はＲ３）を備えている。

【００３３】

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１００ａと、該患者側回路１００ａと電氣的に絶縁された２次側回路１００ｂとに分離されている。

【００３４】

映像信号処理装置７の患者側回路１００ａには、カメラヘッド３内のＣＣＤ２２、２３、２４あるいはビデオスコープ５、５Ｈ内のＣＣＤ４２を駆動するＣＣＤドライバ１０１と、ビデオスコープ５、５Ｈからの撮像信号を増幅するプリアンプ１０２と、プリアンプ１０２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ＣＤＳ＆Ａ／Ｄ部１０３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１０４とを備えている。

【００３５】

10

20

30

40

50

CDS & A / D部103では、ビデオスコープ5からの撮像信号の場合は例えば14MHz, 12bitの平行信号に変換し、ビデオスコープ5Hからの撮像信号の場合は例えば28MHz, 12bitの平行信号に変換する。また、A / D部104ではカメラヘッド3内のCCD22、23、24からの撮像信号を14MHz, 36bitの平行信号に変換する。

【0036】

CDS & A / D部103からの12bitの平行信号あるいはA / D部104からの36bitの平行信号は、LVDS変換部105に入力され、LVDS変換部105では入力された平行信号をLVDS伝送のためのシリアル信号に変換する。LVDS変換部105での変換の詳細については後述する。

10

【0037】

前記CCDドライバ101及びCDS & A / D部103は、ドライブ制御部106により制御される。ドライブ制御部106は、フォトカプラ107を介して2次側回路100bに設けられているクロック回路(CLK)108からの基準クロックに基づきCCD制御信号を生成し、CCDドライバ101及びCDS & A / D部103を制御する。

【0038】

なお、LVDS変換部105及びドライブ制御部106はFPGA(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。

【0039】

LVDS変換部105により変換されたLVDS伝送のためのシリアル信号は、LVDS伝送部110を介して2次側回路100bのLVDS変調部111に伝送される。

20

【0040】

図5にLVDS伝送部110の構成を示す。LVDS伝送部110は、LVDSドライバ112、パルストランス113、LVDSレシーバ114とから構成され、パルストランス113の前後にはチョークコイル115a, 115bが設けられている。

【0041】

図4に戻り、LVDS変調部111では、LVDS伝送部110を介して入力されたシリアル信号をLVDS変換部105とは逆の変換を行い12bitの平行信号あるいは36bitの平行信号に変換する。12bitの平行信号すなわちビデオスコープ5(5H)からの平行信号の場合は、色処理部116で色分解処理、同時化処理等を行い画像メモリ117に格納し、36bitの平行信号すなわちカメラヘッド3からの平行信号の場合は、そのまま画像メモリ117に格納する。

30

【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。

40

【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FPGA(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ージェネレータ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。

50

【 0 0 4 6 】

つぎに、L V D S 変換部 1 0 5 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 L V D S 伝送部 1 1 0 のパルストランス 1 1 3 は、例えば 3 0 0 M H z 近傍に伝送特性のピークを有している。L V D S 伝送部 1 1 0 での伝送クロック周波数は、例えば 3 3 6 M H z としている。

【 0 0 4 7 】

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 C C D 4 2 からはデータレート 1 4 M H z 、 1 2 b i t の映像信号が、カメラヘッド 3 の C C D 2 2 、 2 3 、 2 4 からはデータレート 1 4 M H z 、 1 2 b i t × 3 の映像信号が、さらにビデオスコープ 5 H の C C D 4 2 からはデータレート 2 8 M H z 、 1 2 b i t の映像信号が、L V D S 変換部 1 0 5 に入力される。

10

【 0 0 4 8 】

例えば $T_0 = 1 / 28 \text{ M H z}$ とすると、図 8 に示すように、ビデオスコープ 5 の C C D 4 2 からは $2 \times T_0$ の時間、1 2 b i t の D 0 ~ D 11 のパラレルデータが L V D S 変換部 1 0 5 に入力される。そこで、L V D S 変換部 1 0 5 は、まず、D 0 ~ D 11 の反転データ / D 0 ~ / D 11 (例えば D 0 = 0 ならば反転データ / D 0 = 1) を生成する。

【 0 0 4 9 】

そして、「 / D 0 、 D 0 、 / D 1 、 D 1 、 / D 2 、 D 2 、 / D 3 、 D 3 、 / D 4 、 D 4 、 / D 5 、 D 5 」からなる 1 2 ビットのパラレルデータと、「 / D 6 、 D 6 、 / D 7 、 D 7 、 / D 8 、 D 8 、 / D 9 、 D 9 、 / D 10 、 D 10 、 / D 11 、 D 11 」からなる 1 2 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。

20

【 0 0 5 0 】

すなわち、1 4 M H z ($= 2 \times T_0$) のデータレートにおける 1 2 ビット入力の 1 チャンネルのパラレル / シリアル変換を、2 8 M H z ($= T_0$) のデータレートにおける下位データ「 / D 0 、 D 0 、 / D 1 、 D 1 、 / D 2 、 D 2 、 / D 3 、 D 3 、 / D 4 、 D 4 、 / D 5 、 D 5 」と、上位データ「 / D 6 、 D 6 、 / D 7 、 D 7 、 / D 8 、 D 8 、 / D 9 、 D 9 、 / D 10 、 D 10 、 / D 11 、 D 11 」に変換する。

【 0 0 5 1 】

この変換により、L V D S 伝送部 1 1 0 の L V D S ドライバ 1 1 2 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、1 4 M H z × 2 4 のビットデータを伝送することになる。

30

【 0 0 5 2 】

この伝送では、 / D i 、 D i ($i = 0 \sim 11$) 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 A P L (平均値) を安定化させることができる。

【 0 0 5 3 】

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 L V D S 信号のデータ周波数 (1 4 M H z × 2 4) が伝送クロック周波数 (3 3 6 M H z) と同じとなるため、L V D S 変調部 1 1 1 でのロック状態を安定させることができる。

【 0 0 5 4 】

40

同様に、図 9 に示すように、高解像度のビデオスコープ 5 H の C C D 4 2 からは T_0 の時間、1 2 b i t の D 0 ~ D 11 のパラレルデータが L V D S 変換部 1 0 5 に入力される。この場合は、転送レートが $T_0 / 12$ のチャンネルを 2 つ用いた状態で、2 8 M H z × 1 2 のビットデータを伝送することになる。

【 0 0 5 5 】

この場合も / D i 、 D i ($i = 0 \sim 11$) 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 A P L (平均値) を安定化させることができる。

【 0 0 5 6 】

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 L V D S 信号

50

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。

10

【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

20

【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

30

9a、9b、9c ...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 ...LVDS変換部

106 ...ドライブ制御部

107、121 ...フォトカブラ

108 ...クロック回路（CLK）

40

110 ...LVDS伝送部

111 ...LVDS変調部

116 ...色処理部

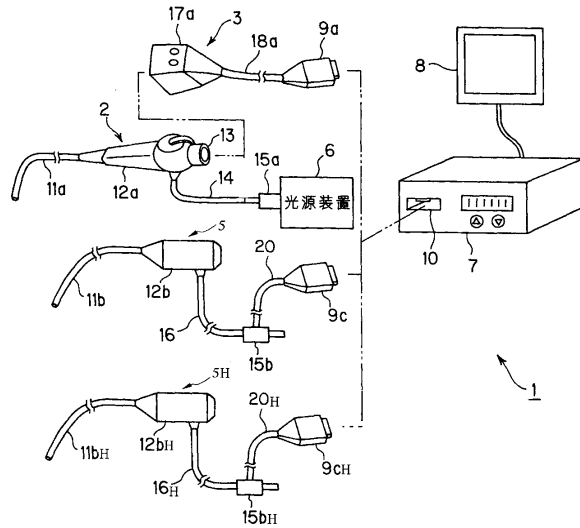
117 ...画像メモリ

118 ...HD信号処理部

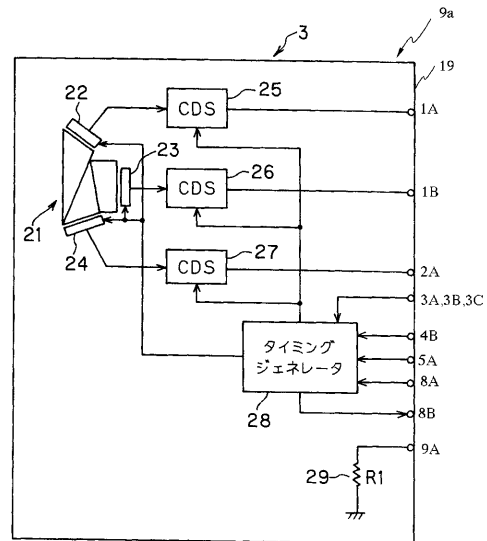
119 ...SD信号処理部

120 ...制御部

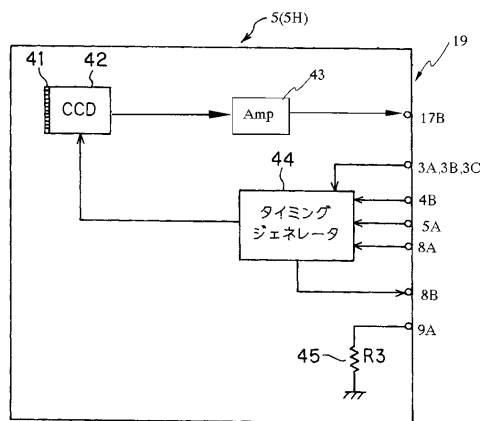
【図 1】



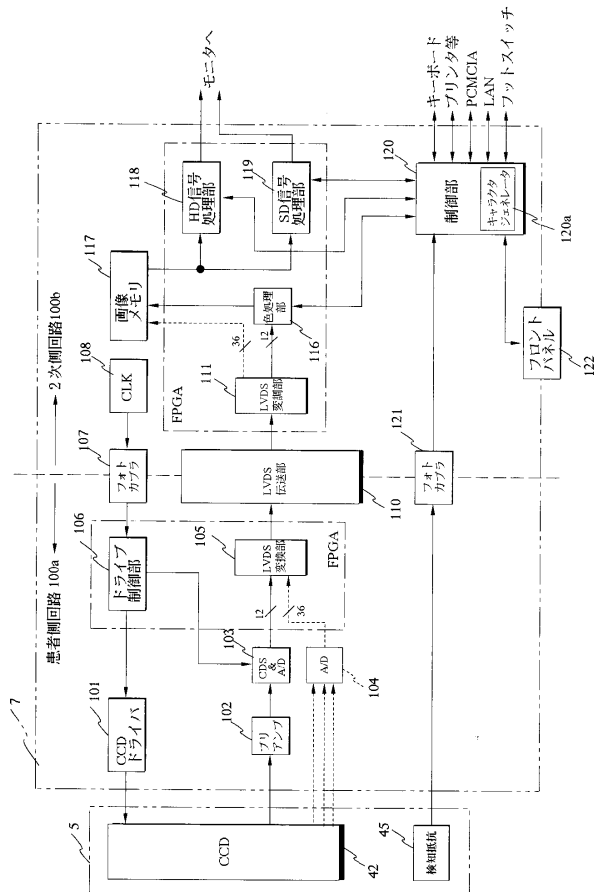
【図 2】



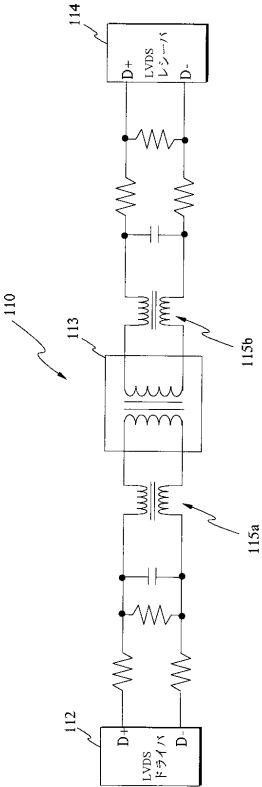
【図 3】



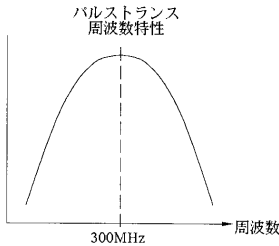
【図 4】



【図 5】



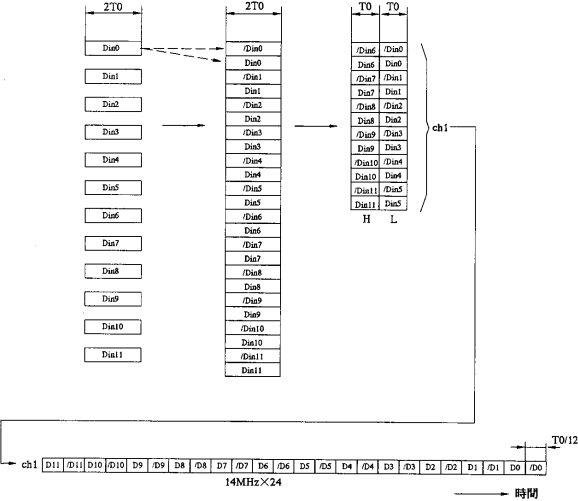
【図 6】



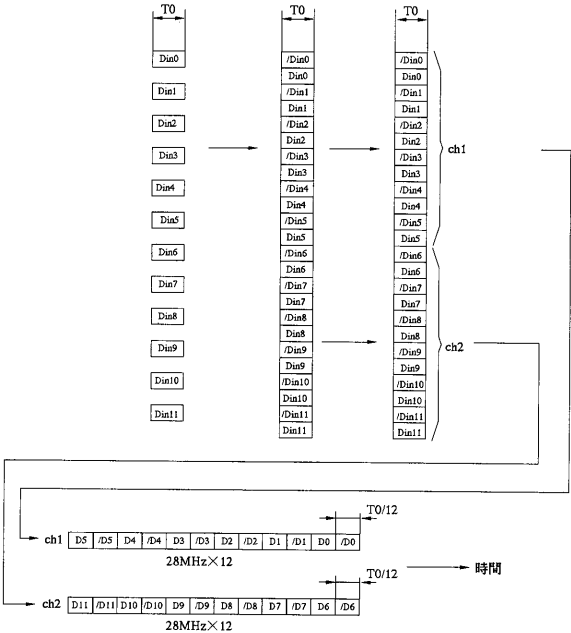
【図 7】

	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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナル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番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2005-198844(JP, A)
特開2002-034906(JP, A)
特開2003-198515(JP, A)
特開2005-334080(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00
G02B	23/24
H04B	3/00
G06F	5/00

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4757019B2	公开(公告)日	2011-08-24
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		
当前申请(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	JP2007167590A		
外部链接	Espacenet		
摘要(译)			

(有纠正) 通过稳定LVDS系统中的脉冲变压器的信号通过特性来隔离和传输图像信号。来自CDS和A/D单元103的12位并行信号或来自A/D单元104的36位并行信号被输入到LVDS转换单元105, 并且LVDS转换单元105 LVDS发送输入的并行信号。转换为串行信号LVDS发送单元110的LVDS驱动器在使用传输速率为T0 / 12的一个信道的同时发送14MHz×24的比特数据。[选图]图4

图 2

