

(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.

A61B 1/04 (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)

F 1

A61B 1/04 362J
G02B 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
 斎藤 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パラレル信号に変換するアナログ／デジタル変換手段と、

前記パラレル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パラレル／シリアル変換手段と、

前記シリアルデータを電気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】

前記パラレル／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】

10

20

【技術分野】**【0001】**

本発明は、患者側回路と2次側回路を電気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ジスト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ns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ns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ns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

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、L V D S方式におけるパルストラ ns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、

10

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

前記パラレル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パラレル／シリアル変換手段と、

前記シリアルデータを電気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】**【0011】**

本発明によれば、L V D S方式におけるパルストラ ns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。

20

【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。

30

【0014】

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5Hと、光学式内視鏡2又はビデオスコープ5, 5H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, 5H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, 5H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。

40

【0015】

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9a, 9c, 9cH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。

【0016】

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11aと、この挿入部11aの後端に設けられた操作部12aと、この操作部12aの後端に設けられた接眼部

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 C C D 出力信号は、相関二重サンプリング回路 (C D S) 2 5 、 2 6 、 2 7 にそれぞれ入力される。

【 0 0 2 5 】

C D S 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 C C D 2 2 、 G 用 C C D 2 3 、 B 用 C C D 2 4 及び C D S 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 C C D 駆動信号及び C D S 回路用のサンプリング信号を発生し、C C D 2 2 、 2 3 、 2 4 及び C D S 回路 2 5 、 2 6 、 2 7 にそれぞれ C C D 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 C D S 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。C C D 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 C C D 4 2 と、この C C D 4 2 から出力される C C D 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 C C D 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 】

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 と電気的に絶縁された 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 】

10

20

30

40

50

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。

10

【 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。

20

【 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نس 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نس 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、同時化処理等を行い画像メモリ 1 1 7 に格納し、3 6 b i t 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 1 1 7 に格納する。

30

【 0 0 4 2 】

そして、画像メモリ 1 1 7 に格納された画像データを H D 信号処理部 1 1 8 あるいは S D 信号処理部 1 1 9 で画像信号処理してモニタ 8 に出力する。

【 0 0 4 3 】

これら色処理部 1 1 6 、 H D 信号処理部 1 1 8 あるいは S D 信号処理部 1 1 9 は、制御部 1 2 0 により制御される。制御部 1 2 0 は、カメラヘッド 3 あるいはビデオスコープ 5 (5 H) の検知抵抗 2 9 、 4 5 をフォトカプラ 1 2 1 を介して検知することで、映像処理の制御を行う。ここで、 H D 信号処理部 1 1 8 は高解像度の映像信号処理を行い、 S D 信号処理部 1 1 9 は標準解像度の映像信号処理を行う。

40

【 0 0 4 4 】

なお、L V D S 変調部 1 1 1 、色処理部 1 1 6 、 H D 信号処理部 1 1 8 及び S D 信号処理部 1 1 9 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 4 5 】

制御部 1 2 0 は、図示しないキーボード、プリンタ、P C M C I A 、 L A N 、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 1 2 2 とのインターフェイスを有している。さらに、制御部 1 2 0 は内部にキャラクタジェネレータ 1 2 0 a 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

【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 ns 113は、例えば300MHz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336MHz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CCD42からはデータレート14MHz、12bitの映像信号が、カメラヘッド3のCCD22、23、24からはデータレート14MHz、12bit×3の映像信号が、さらにビデオスコープ5HのCCD42からはデータレート28MHz、12bitの映像信号が、LVDS変換部105に入力される。

10

【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CCD42からは $2 \times T_0$ の時間、12bit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。

20

【0050】

すなわち、14MHz($= 2 \times T_0$)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、28MHz($= T_0$)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、14MHz×24のビットデータを伝送することになる。

30

【0052】

この传送では、「/Di、Di(i=0～11)」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传送しているので、传送信号の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(14MHz×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。

40

【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 T_0 の時間、12bitのD0～D11のパラレルデータがLVDS変換部105に入力される。この場合は、転送レートが $T_0 / 12$ のチャンネルを2つ用いた状態で、28MHz×12のビットデータを传送することになる。

【0055】

この場合も「/Di、Di(i=0～11)」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传送しているので、传送信号の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

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、L V D S 变換部 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 C C D 22、23、24 からは、C C D 毎に図 7 に示したレートでデータが L V D S 变換部 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

【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

20

【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

5 H ... 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

9 a、9 b、9 c ... 信号コネクタ

10 ... 信号コネクタ受け

101 ... C C D ドライバ

102 ... ブリアンプ

103 ... C D S & A / D 部

104 ... A / D 部

105 ... L V D S 变換部

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）

40

110 ... L V D S 伝送部

111 ... L V D S 变調部

116 ... 色処理部

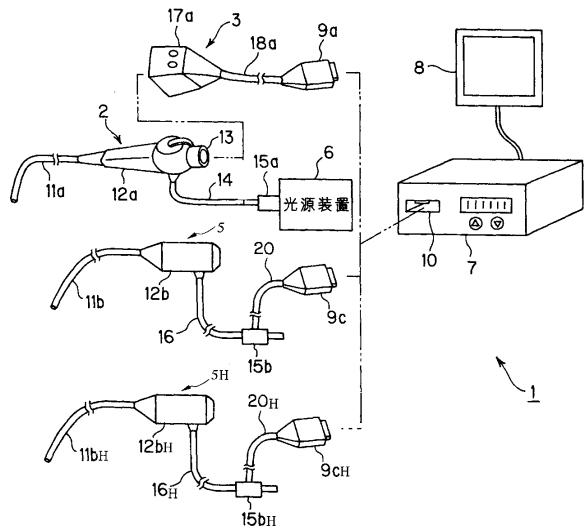
117 ... 画像メモリ

118 ... H D 信号処理部

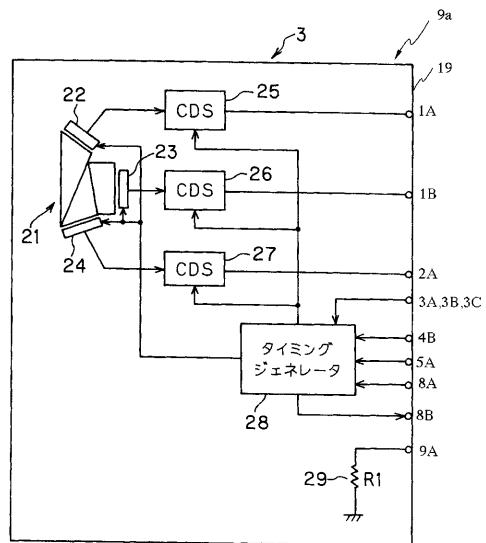
119 ... S D 信号処理部

120 ... 制御部

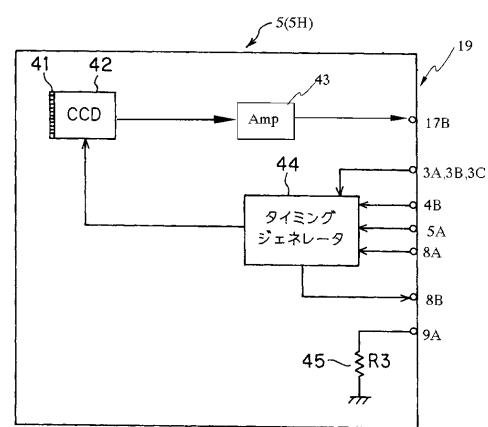
【図1】



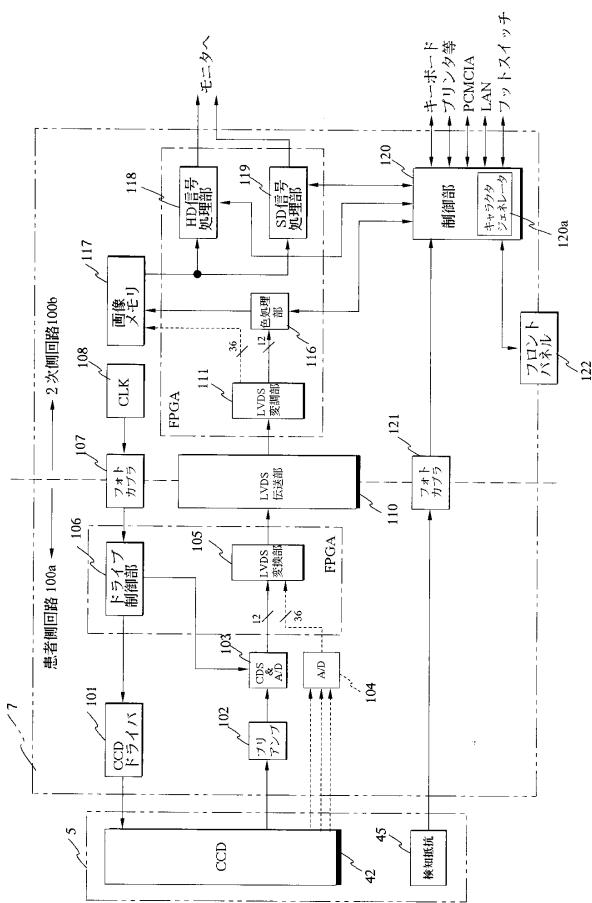
【図2】



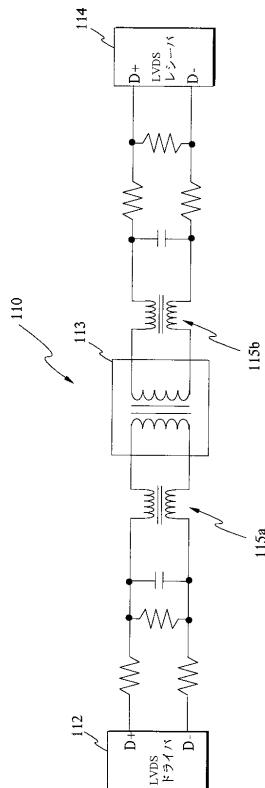
【図3】



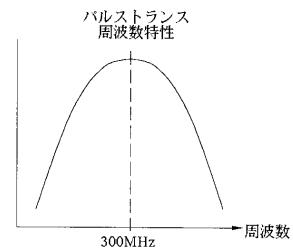
【図4】



【図5】



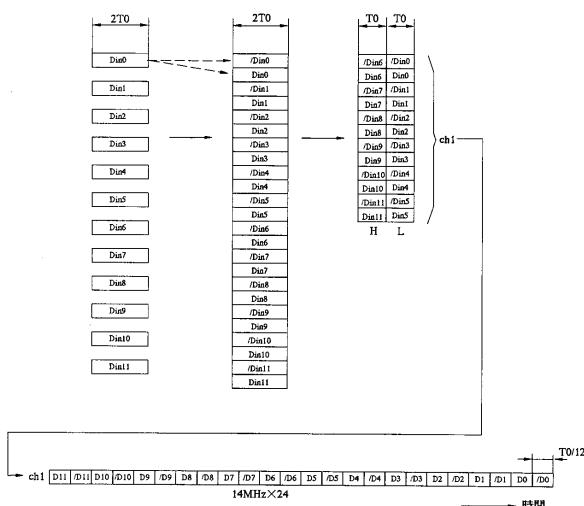
【図6】



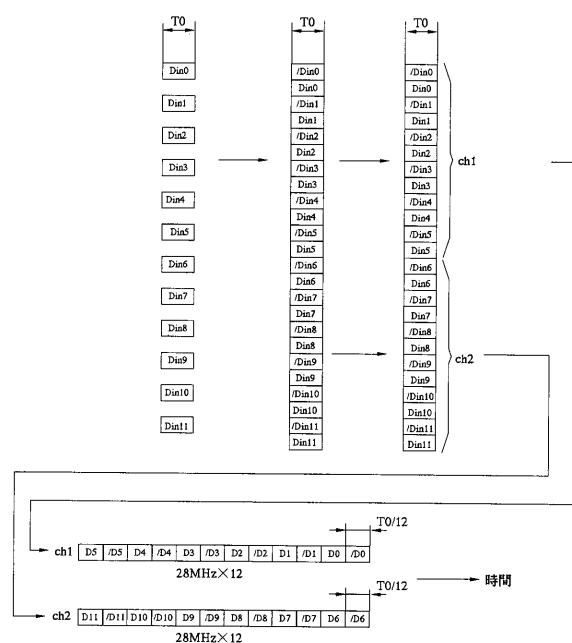
【図7】

	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 小笠原 弘太郎
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 江藤 忠夫
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 川村 昭人
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 劉 忻
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 天野 正一
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 小西 純
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 岩崎 智樹
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 高橋 和正
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 平井 力
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 橋本 秀範
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 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)

A 61 B	1 / 0 0
G 02 B	2 3 / 2 4
H 04 B	3 / 0 0
G 06 F	5 / 0 0

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 齊藤克行 綱川誠 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 齊藤 克行 綱川 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

図 2】

