

(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2004-242878
(P2004-242878A)

(43) 公開日 平成16年9月2日(2004.9.2)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 1/04
G 0 2 B 23/24

F I
A 6 1 B 1/04 3 7 2
G 0 2 B 23/24 B

テーマコード (参考)
2 H 0 4 0
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2003-35667 (P2003-35667)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年2月13日 (2003.2.13)		オリンパス株式会社
		(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	大河 文行
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス光学工業株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 GA00 GA02 4C061 CC06 FF45 JJ11 JJ19 LL02 NN01 SS18 UU09 YY02 YY12 YY18

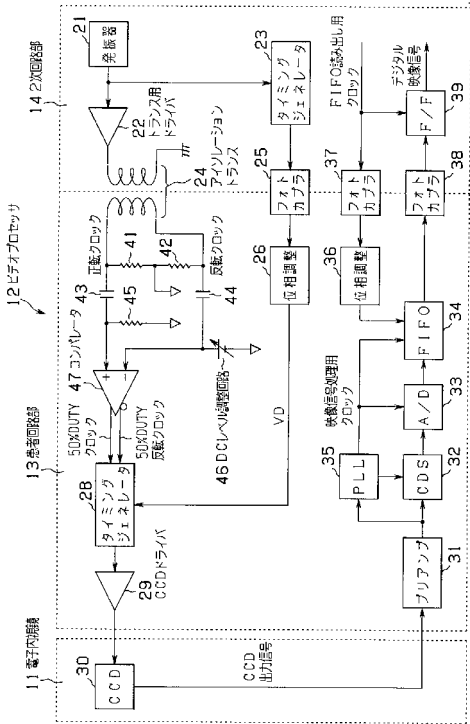
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】電子内視鏡装置において、ビデオプロセッサを患者回路部と2次回路部に絶縁分離し、CCD駆動用基準クロックをアイソレーショントランスで伝送するとノイズ混入やデューティ比変動によりCCDの誤動作と撮像画質の劣化が生じた。

【解決手段】CCD30の駆動制御機能を有する患者回路部13と、CCDを駆動させる基準クロックを生成する発振器21を有する2次回路部14とを絶縁分離し、アイソレーショントランス24を介して伝送し、その伝送されたクロックの正転と反転クロックをコンパレータ47でノイズ除去し、正転と反転クロックのいずれかのDCレベルを調整してデューティ比を補償する電子内視鏡装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

固体撮像素子を有する電子内視鏡と、
この電子内視鏡の固体撮像素子を駆動制御する固体撮像素子駆動制御機能を少なくとも有する患者回路部と、前記固体撮像素子を駆動させるための基準クロックを生成する基準クロック発振機能を少なくとも有する２次回路部とを備えたビデオプロセッサと、
このビデオプロセッサの患者回路部と２次回路部とを絶縁分離させると共に、２次回路部の基準クロック発振機能で生成された基準クロックを患者回路部に伝送させるアイソレーション伝送手段と、
このアイソレーション伝送手段を介して伝送された前記基準クロックに混入したノイズを除去して、前記固体撮像素子駆動制御機能に供給するノイズ除去手段と、
前記アイソレーション伝送手段を介して伝送された前記基準クロックのデューティ比を調整補正して、前記固体撮像素子駆動制御機能に供給するデューティ補正手段と、
を具備したことを特徴とする電子内視鏡装置。 10

【請求項 2】

前記アイソレーション伝送手段は、前記ビデオプロセッサの２次回路部の基準クロック発振機能から伝送された基準クロックを正転基準クロックと、反転基準クロックとを出力可能なアイソレーショントランスからなることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記ノイズ除去手段は、前記アイソレーション伝送手段から出力された正転基準パルス信号と反転基準パルス信号とをコンパレートしてノイズ除去を行うコンパレータからなることを特徴とする請求項 1 又は 2 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。 20

【請求項 4】

前記デューティ補正手段は、前記アイソレーション伝送手段から出力された正転基準パルス信号と反転基準パルス信号のいずれかの基準直流レベルを調整して基準クロックのデューティ比を調整補正する基準直流レベル調整回路からなることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、固体撮像素子を内蔵した電子内視鏡装置に関し、特に体腔内に挿入される電子内視鏡の電気的安全性を十分確保した電子内視鏡装置に関する。 30

【0002】**【従来の技術】**

近年、内視鏡挿入部の先端に固体撮像素子（以下、CCD（Charge Coupled Device）と称する）を内蔵し、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ー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。 40

【0003】

このように先端に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。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。

【0004】

この従来の電子内視鏡装置の具体的構成について図 4 を用いて説明する。医療用の電子内視鏡装置は、体腔内に挿入される内視鏡挿入部を有する電子内視鏡 11、ビデオプロセッ 50

サ１２、図示していない照明光を生成供給する光源装置、及びビデオプロセッサ１２で生成されたテレビ映像信号を基に撮像内視鏡画像を表示するモニターから構成されている。

【０００５】

前記電子内視鏡１１は、図示していないが、内視鏡挿入部と操作部からなり、前記光源装置から生成供給された照明光をライトガイドで導光して、内視鏡挿入部の先端から体腔内の観察部位を照明するようになっており、且つ、内視鏡挿入部の先端に設けられたＣＣＤ３０に観察部位光が投影されるようになっている。

このＣＣＤ３０に投影された観察部位光は、光電変換されてＣＣＤ出力信号として撮像信号が出力されるようになっている。

【０００６】

前記ビデオプロセッサ１２は、患者回路部１３と２次回路部１４に絶縁分離（アイソレーション）されている。

【０００７】

前記２次回路部１４は、前記電子内視鏡１１のＣＣＤ３０を駆動制御する基準クロック信号を生成する発振器２１と、この発振器２１で生成出力された基準クロック信号をアイソレーショントランス２４に出力供給するアイソレーショントランス用ドライバ２２と、このアイソレーショントランス用ドライバ２２から出力された基準クロック信号が入力されるアイソレーショントランス２４の入力側と、前記発振器２１で生成出力された基準クロック信号から前記ＣＣＤ３０を駆動制御する各種タイミング信号の基準信号ＶＤを生成するタイミングジェネレータ２３と、後述する患者回路部１３からデジタル映像信号を読み出すクロック信号を生成する図示していない読み出しクロック信号生成手段と、その読み出しクロックで読み出したデジタル映像信号をラッチするフリップフロップ回路（以下、Ｆ／Ｆと称する）３９と、及びＦ／Ｆ３９でラッチしたデジタル映像信号を図示していないデジタル映像信号処理してデジタル映像データを生成し、且つ、そのデジタル映像データをアナログ映像信号に変換してテレビモニターに出力する映像信号処理手段が設けられている。

【０００８】

なお、前記タイミングジェネレータ２３で生成された基準信号ＶＤは、フォトカプラ２５を介して後述する患者回路部１３に出力され、前記読み出しクロック信号はフォトカプラ３７を介して前記患者回路部１３に出力され、前記患者回路部１３からフォトカプラ３８を介してデジタル映像信号をＦ／Ｆ３９に入力供給されるようになっている。

【０００９】

前記患者回路部１３は、前記アイソレーショントランス２４の出力側が設けられ、このアイソレーショントランス２４の出力側に接続された波形整形回路２７と、前記２次回路部１４のタイミングジェネレータ２３からフォトカプラ２５を介して供給された基準信号ＶＤの位相調整を行う位相調整回路２６と、前記波形整形回路２７の出力と、前記位相調整回路２６で位相調整された基準信号ＶＤとによりＣＣＤ３０を駆動制御する各種タイミング信号を生成するタイミングジェネレータ２８と、このタイミングジェネレータ２８で生成された各種タイミング信号の基で、前記ＣＣＤ３０を駆動制御するＣＣＤドライバー回路２９と、前記ＣＣＤ３０で撮像生成したＣＣＤ出力信号である撮像信号を所定の大きさに増幅するプリアンプ回路３１と、このプリアンプ回路３１で所定の大きさに増幅されたＣＣＤ出力信号から映像信号を抽出する相関二重サンプリング回路（以下、ＣＤＳと称する）３２と、このＣＤＳ３２で抽出生成された映像信号をデジタル信号に変換するアナログ／デジタル変換回路（以下、Ａ／Ｄ回路と称する）３３と、このＡ／Ｄ回路３３で変換されたデジタル映像信号を記録する記録メモリとしてのＦＩＦＯ（Ｆｉｒｓｔ－Ｉｎ－Ｆｉｒｓｔ－Ｏｕｔ）３４と、前記ＣＣＤ３０から出力供給され、プリアンプ回路３１で増幅された撮像信号から前記ＣＤＳ回路３２、Ａ／Ｄ回路３３、及びＦＩＦＯ３４の駆動を制御する映像信号処理用クロック信号を生成するＰＬＬ回路（Ｐｈａｓｅ－Ｌｏｃｋｅｄ－Ｌｏｏｐ）３５と、前記フォトカプラ３７を介して、前記２次回路部１４から供給された前記ＦＩＦＯ３４からデジタル映像信号を読み出す為の読み出しクロック信号の位相調

10

20

30

40

50

整を行う位相調整回路 36 とからなっている。

【0010】

なお、前記 F I F O 34 から読み出されたデジタル映像信号は、フォトカプラ 38 を介して、前記 2 次回路部 14 の F / F 39 に出力されるようになっている。

【0011】

このような構成のビデオプロセッサ 12 は、2 次回路部 14 の発振器 21 で C C D 30 を駆動させる基準クロック信号が生成出力され、その基準クロック信号は、アイソレーショントランス用ドライバ 22 を介して、アイソレーショントランス 24 の入力側に供給印加される。このアイソレーショントランス 24 の入力側に供給印加された基準クロック信号は、患者回路部 13 に設けられたアイソレーショントランス 24 の出力側に伝送される。その伝送された基準クロック信号のアイソレーショントランス 24 による伝送中における波形の乱れ等を波形整形回路 27 で整形してタイミングジェネレータ 28 に出力される。

10

【0012】

一方、前記 2 次回路部 14 の発振器 21 で発振生成された基準クロック信号を基にタイミングジェネレータ 23 で C C D 30 を駆動させる基準信号を生成して、フォトカプラー 25 を介して患者回路部 13 へ伝送される。

【0013】

この 2 次回路部 14 のタイミングジェネレータ 23 で生成されてフォトカプラー 25 を介して伝送された基準信号は、患者回路部 13 の位相調整回路 26 で伝送時の位相変動を調整した後、タイミングジェネレータ 28 に供給印加される。

20

【0014】

このタイミングジェネレータ 28 は、前記発振器 21 からの基準クロック信号と前記基準信号の基で、C C D 30 を駆動制御する各種駆動パルスを生成して、C C D ドライバ回路 29 へと出力され、この C C D ドライバ回路 29 によって、C C D 30 は撮像駆動制御が行われる。

【0015】

C C D 30 で撮像生成された撮像信号である C C D 出力信号は、患者回路部 13 のプリアンプ回路 31 で所定の大きさの信号に増幅された後、C D S 回路 32 と P L L 回路 35 に供給出力される。

【0016】

P L L 回路 35 では、C C D 出力信号に同期した映像信号処理用クロックを生成して、その映像信号処理用クロックは、C D S 回路 32、A / D 回路 33、及び F I F O 34 にそれぞれ供給印加されて駆動制御される。

30

【0017】

C D S 回路 32 では、前記 P L L 回路 32 からの映像信号処理用クロックを基準に前記 C C D 出力信号から映像信号を抽出して、A / D 回路 33 へと出力する。A / D 回路 33 は、前記 P L L 回路 35 からの映像信号処理用クロックを基準に前記 C D S 回路 14 で抽出された映像信号をデジタル映像信号に変換して、F I F O 34 へと出力する。

【0018】

F I F O 34 は、前記 P L L 回路 35 からの映像信号処理用クロックを記録書込クロックとして、前記 A / D 回路 33 からのデジタル映像信号を記録書き込みする。

40

【0019】

この F I F O 34 に記録書込された前記デジタル映像信号は、2 次回路部 14 からフォトカプラ 37 を介して、患者回路部 13 に供給され、且つ、位相調整回路 36 で位相調整された読み出し用クロックの基で読み出されて、フォトカプラ 38 を介して、2 次回路部 14 の F / F 39 へと出力される。

【0020】

この F / F 39 は、前記読み出し用クロックを基準として、前記 F I F O 34 から読み出されたデジタル映像信号をラッチする。F / F 39 からの出力は、図示していないデジタル信号処理回路で、輝度成分、色成分、ホワイトバランス、輪郭補正等の各種デジタル映

50

像信号処理を行い、そのデジタル映像信号処理された後にアナログ映像信号に変換して、図示していないテレビモニターに出力再生表示するようになっている。

【0021】

つまり、ビデオプロセッサ12は、電子内視鏡11に内蔵されているCCD30に直接接続され、CCD30を駆動制御する各種駆動パルス生成するタイミングジェネレータ28やCCDドライバー回路29と、CCD30で撮像生成された撮像信号から映像信号を抽出するCDS回路32と、その映像信号をデジタル映像信号に変換記録するA/D回路33、及びデジタル映像信号を記録するFIFO34等の機能を有する患者回路部13と、この患者回路部13に対して、CCD30を駆動制御する基準クロック信号は生成する発振器21、デジタル映像信号処理および各種基準信号の生成等の機能を有する2次回路部14とを絶縁分離して生成し、その患者回路部13と2次回路部14との間の各種信号の授受は、基準クロック信号はアイソレーショントランス24を用い、他の信号は、フォトカプラ25, 37, 38を介して行われることで、体腔内に挿入される電子内視鏡11の電気的安全性の確保がなされている。

【0022】

【発明が解決しようとする課題】

従来の電子内視鏡装置は、体腔内に挿入される電子内視鏡の安全性を確保するために、電子内視鏡に内蔵されているCCDを駆動制御し、CCDで撮像生成した撮像信号から映像信号を抽出して、各種映像信号処理してテレビモニターに再生表示させるビデオプロセッサを患者回路部分と2次回路部分に区分して設け、その患者回路部分と2次回路部分は、電氣的に絶縁分離させ、各種信号の授受をアイソレーショントランスとフォトカプラを介して行われている。

【0023】

このビデオプロセッサを患者回路部分と2次回路部分とに分離絶縁した際に、2次回路部分に設けられた発振器からのCCD駆動用の基準クロック信号を患者回路部分に伝送するために、一般的には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使用されている。

【0024】

しかし、アイソレーショントランスによる基準クロック信号の伝送中に、基準クロック信号は外部からのノイズを受けて、基準クロック信号の波形が乱れ、このノイズの影響を受けた基準クロック信号の基で駆動制御されたCCDは誤動作や撮像生成された撮像信号の画質低下等の問題が発生する要因となる。

【0025】

また、基準クロック信号はアイソレーショントランスの周波数特性の影響を受け、クロック信号のデューティ比が崩れるため、CCDの駆動波形のタイミングパルスを生成する際に反転クロックの使用や、所望のパルス幅を得たりすることが難しいという問題があった。

【0026】

本発明は、上記事情に鑑みなされたもので、CCD駆動用の基準クロック信号の伝送中に混入したノイズを効率的に除去し、撮像信号への影響を軽減すると共に、基準クロック信号のデューティ比を調整補正可能で、撮像画質の向上とCCD駆動のタイミングが確実に得られる電子内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0027】

【課題を解決するための手段】

本発明の電子内視鏡装置は、固体撮像素子を有する電子内視鏡と、この電子内視鏡の固体撮像素子を駆動制御する固体撮像素子駆動制御機能を少なくとも有する患者回路部と、前記固体撮像素子を駆動させるための基準クロックを生成する基準クロック発振機能を少なくとも有する2次回路部とを備えたビデオプロセッサと、このビデオプロセッサの患者回路部と2次回路部とを絶縁分離させると共に、2次回路部の基準クロック発振機能で生成された基準クロックを患者回路部に伝送させるアイソレーション伝送手段と、このアイソ

レーション伝送手段を介して伝送された前記基準クロックに混入したノイズを除去して、前記固体撮像素子駆動制御機能に供給するノイズ除去手段と、前記アイソレーション伝送手段を介して伝送された前記基準クロックのデューティ比を調整補正して、前記固体撮像素子駆動制御機能に供給するデューティ補正手段と、を具備したことを特徴とする。

【0028】

本発明の電子内視鏡装置の前記アイソレーション伝送手段は、前記ビデオプロセッサの2次回路部の基準クロック発振機能から伝送された基準クロックを正転基準クロックと、反転基準クロックとを出力可能なアイソレーショントランスからなることを特徴とする。

【0029】

本発明の電子内視鏡装置の前記ノイズ除去手段は、前記アイソレーション伝送手段から出力された正転基準パルス信号と反転基準パルス信号とをコンパレートしてノイズ除去を行うコンパレータからなることを特徴とする。 10

【0030】

また、本発明の電子内視鏡装置の前記デューティ補正手段は、前記アイソレーション伝送手段から出力された正転基準パルス信号と反転基準パルス信号のいずれかの基準直流レベルを調整して基準クロックのデューティ比を調整補正する基準直流レベル調整回路からなることを特徴とする。

【0031】

本発明の電子内視鏡装置は、ビデオプロセッサの2次回路部から患者回路部へアイソレーショントランスを介して固体撮像素子であるCCDの駆動用の基準クロック信号を伝送した際に、外部から混入したノイズの除去と、アイソレーショントランスの周波数特性による波形の鈍りの矯正、及びデューティ比の調整補正が容易に実行でき、CCDの正確な駆動タイミング制御と画質の向上した撮像信号生成が可能となった。 20

【0032】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図1は本発明に係る電子内視鏡装置の一実施形態の構成を示すブロック図、図2は本発明に係る電子内視鏡装置の基準クロック信号のノイズ除去動作を説明する説明図、図3は本発明に係る電子内視鏡装置の基準クロック信号のデューティ比調整を説明する説明図である。

【0033】

最初に、図1を用いて本発明の電子内視鏡装置の構成を説明する。なお、図4と同一部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。 30

【0034】

本発明の電子内視鏡装置のビデオプロセッサ12は、前述した従来の電子内視鏡装置のビデオプロセッサ12の患者回路部13のアイソレーショントランス24の出力側とタイミングジェネレータ28との間の波形形成回路27に代えて、アイソレーショントランス24の出力側とタイミングジェネレータ28との間にノイズ除去とデューティ調整機能を設けている。

【0035】

即ち、アイソレーショントランス24は、入力側に印加された基準クロックであるクロックパルスを出力側に伝送するパルストランスであり、アイソレーショントランス24の出力側の両端間には、直列接続された抵抗41、42が接続され、その抵抗41、42の接続点には、所定の直流電位が接続されている。この抵抗41とアイソレーショントランス24の出力側の端子との接続点は、コンデンサ43を介して、コンパレータ47のプラス入力端子に接続され、前記抵抗42とアイソレーショントランス24の出力側の端子との接続点は、コンデンサ44を介して、コンパレータ47のマイナス入力端子に接続されている。 40

【0036】

前記コンパレータ47のプラス入力端子には、抵抗45を介して、所定の直流電位が接続され、前記コンパレータ47のマイナス入力端子には、直流レベル調整回路46を介して 50

、所定の直流電位が接続されている。

【0037】

つまり、アイソレーショントランス24の出力側の両端子間の抵抗41、42の接続点に接続されている直流電源を基準として、抵抗41に正転基準クロック信号が生じ、抵抗42に反転基準クロック信号が生じる。

【0038】

この抵抗41、42に生じた正転と反転基準クロック信号は、それぞれコンデンサ43、44を介して、コンパレータ47のプラスとマイナスの入力端子に供給印加される。

【0039】

このコンパレータ47のプラス入力端子に供給印加される正転基準クロック信号の直流レベルは、抵抗45を介して供給される所定の直流電位に設定される。前記コンパレータ47のマイナス入力端子に供給印加される反転基準クロック信号の直流レベルは、直流レベル調整回路46を介して供給される所定の直流電位に設定される。 10

【0040】

コンパレータ47は、プラス入力端子に供給印加された正転基準クロック信号と、マイナス入力端子に供給印加された反転基準クロック信号とをコンパレータ処理して、前記アイソレーショントランス24において基準クロック信号の伝送時に混入したノイズを除去し、且つ、クロックデューティ比が50%の正転基準クロックと反転基準クロックとをタイミングジェネレータ28に出力するようになっている。 20

【0041】

アイソレーショントランス用ドライバ22からアイソレーショントランス24をドライブして、患者回路部13へと基準クロック信号が伝送され、且つ、タイミングジェネレータ23に入力された基準クロック信号で、患者回路部13で生成するCCD駆動信号の基準信号VDを生成し、フォトカプラ30を介して患者回路部13へ伝送する。

【0042】

前記2次回路部14からアイソレーショントランス24を介して、伝送された基準クロック信号は、アイソレーショントランス24の両出力端から正転基準クロックおよび反転基準クロックが検出される。また、フォトカプラ25を介して伝送された基準信号VDは、位相調整回路26で位相調整された後、タイミングジェネレータ28でアイソレーショントランス24から供給出力された基準クロック信号により生成されるCCD30を駆動制御する各種駆動タイミング信号の基準信号として用いられる。 30

【0043】

前記アイソレーショントランス25の出力側の両端から抵抗41、42で検出された正転基準クロックと、反転基準クロックはコンパレータ47のプラス入力端子とマイナス入力端子にそれぞれ入力される。また、マイナス入力端子に入力された反転基準クロックは、直流レベル調整回路46により基準クロック信号の直流レベルを調整される。なお、このDCレベル調整回路46は、コンパレータ47のプラス入力端子側に設けても良いことは明らかである。

【0044】

このコンパレータ47で正転基準クロックと直流レベル調整された反転基準クロックとをコンパレートして、前記アイソレーショントランス24で伝送中に混入したノイズを除去して、コンパレータ47の正転出力端子および反転出力端子からそれぞれ出力される。なお、反転基準クロックは、コンパレータ47の正転出力をインバータで反転生成させても良いことは明らかである。 40

【0045】

このようにしてコンパレータ47でコンパレート生成された正転基準クロックと反転基準クロックは、タイミングジェネレータ28へ入力され、CCD駆動に必要な水平転送パルスφS、垂直転送パルスφP、水平転送路を複数有する多線読み出し用CCDを用いた場合の水平転送路への電荷振り分け駆動パルスφT、リセットパルスφRS等の各種タイミングパルスが生成される。 50

【 0 0 4 6 】

このタイミングジェネレータ 2 8 で生成された前記各種タイミングパルスで C C D ドライバ回路 2 8 を介して、C C D 3 0 の駆動を制御するようになっている。

【 0 0 4 7 】

このようにして前記 2 次回路部 1 4 の発振器 2 1 で生成された基準クロック信号は、アイソレーショントランス 2 4 を用いて患者回路部 1 3 へ伝送中に混入したノイズの除去について、図 2 を用いて説明する。

【 0 0 4 8 】

図 2 (a) は、前記 2 次回路部 1 4 の発振器 2 1 で生成され、アイソレーショントランス 2 4 の入力側に供給印加された基準クロック信号のクロック波形を示している。図 2 (b) はコンパレータ 4 7 のプラス入力端子に入力される正転クロックの波形で、図 2 (c) は、コンパレータ 4 7 のマイナス入力端子に入力される反転クロックの波形である。図 2 (d) はコンパレータ 4 7 でコンパレートされたコンパレータ出力波形を示している。

10

【 0 0 4 9 】

前記アイソレーショントランス 2 4 を伝送された基準クロック信号は、アイソレーショントランス 2 4 の周波数特性の影響で波形が鈍り、且つ、外部からのノイズが混入される。このため、アイソレーショントランス 2 4 の入力側に供給印加された図 2 (a) に示す基準クロック信号のクロック波形が、アイソレーショントランス 2 4 の出力側の抵抗 4 1 , 4 2 の両端に図 2 (b) と図 2 (c) に示すような同相ノイズが重畳された波形となって出力される。

20

【 0 0 5 0 】

この図 2 (b , c) に示す同相ノイズが重畳され、且つ、アイソレーショントランス 2 4 の周波数特性で鈍った正転及び反転基準クロック信号それぞれのレベルをコンパレータ 4 7 で比較する。

【 0 0 5 1 】

このコンパレータ 4 7 での比較の結果、図 2 (c) に示すコンパレータ 4 7 のマイナス入力端子に供給印加される反転クロック信号の電位レベルよりも図 2 (b) に示すコンパレータ 4 7 のプラス入力端子に供給印加される正転クロック信号の電位レベルが高い期間はハイレベル (H)、低い期間はローレベル (L) の図 2 (d) に示すコンパレータ出力波形が出力される。

30

【 0 0 5 2 】

また、コンパレータ 4 7 は、同相信号を除去する性能も備えているのでクロック信号に重畳している同相ノイズは除去される。

【 0 0 5 3 】

なお、図 2 (b) に示すコンパレータ 4 7 のプラス入力端子に印加される正転クロック信号波形の直流レベルの中心は、患者回路部 1 3 の接地電位であり、図 2 (c) に示すコンパレータ 4 7 のマイナス入力端子に印加される反転クロック信号波形の直流レベルは、患者回路部 1 3 の接地電位近辺の直流レベルに直流レベル調整回路 4 6 で調整可能となっている。

【 0 0 5 4 】

つまり、前記直流レベル調整回路 4 6 で、コンパレータ 4 7 のマイナス入力端子に供給印加される反転クロックの直流レベルを調整することで、反転クロックに対する正転クロックのレベルの高い期間と低い期間の長さを調整することができ、る。即ち、図 2 (d) に示すコンパレータ 4 7 の出力波形のデューティ比を調整できることができ、デューティ比を 5 0 % に調整可能となる。

40

【 0 0 5 5 】

このようにして、アイソレーショントランス 2 4 で重畳されたノイズの除去と、アイソレーショントランス 2 4 の周波数特性や伝送ロスなどによる波形の鈍りやデューティ比の変動調整補正が可能となる。

【 0 0 5 6 】

50

次に、患者回路部 13 のタイミングジェネレータ回路 28 における C C D 30 を駆動する各種タイミングパルスの生成作用について、図 3 を用いて説明する。

【0057】

前記 2 次回路部 14 の発振器 21 で生成されて前記患者回路部 13 に伝送された C C D 30 を駆動させる基準クロック信号の周波数は、C C D 30 の駆動周波数の 2 通倍とする。

【0058】

この 2 次回路部 14 の発振器 21 で生成された 2 通倍の周波数の C C D 30 を駆動させる基準クロック信号は、アイソレーショントランス 24 により 2 次回路部 14 から患者回路部 13 へと伝送され、この伝送時に混入したノイズ除去とデューティ調整をコンパレータ 47 で行い、コンパレータ 47 の出力から正転クロックと反転クロックがそれぞれ出力される。 10

【0059】

このコンパレータ 47 から出力された C C D 駆動周波数の 2 通倍の正転クロックをタイミングジェネレータ 28 の図示していない 2 分周機能で 2 分周された C C D 駆動周波数クロックを図 3 (a) に示している。

【0060】

また、前記コンパレータ 47 から出力されたタイミングジェネレータ 28 に入力印加される C C D 駆動周波数の 2 通倍の反転クロック波形を図 3 (b) に示している。

【0061】

図 3 (a) に示す前記 2 分周した正転 C C D 駆動周波数クロックを、図 3 (b) に示す 2 通倍の反転 C C D 駆動周波数クロックでタイミングジェネレータ 28 の図示していない F / F でラッチすると、図 3 (c) に示すように位相が 1 / 4 遅れた駆動周波数クロックを生成することができる。この図 3 (c) の 1 / 4 位相が遅れた駆動周波数クロックをタイミングジェネレータ 28 で位相反転されて図 3 (d) に示す反転 1 / 4 位相遅れ駆動周波数クロックを生成する。 20

【0062】

さらに、図 3 (d) の反転 1 / 4 位相遅れ駆動周波数クロックと、図 3 (a) の前記 2 分周した C C D 駆動周波数クロックをタイミングジェネレータ 28 の図示していない A N D 回路で処理して、図 3 (e) に示すようにクロック周期が 1 / 4 パルス幅のクロックを生成する。 30

【0063】

この 1 / 4 パルス幅クロックは、前記コンパレータ 47 から出力されるクロックのデューティは 50 % に調整補償されているために、1 / 4 位相パルス幅を確実に確保でき、C C D 30 のリセットパルス ϕ_{RS} や、水平転送パルス ϕ_S 等のタイミングパルスとして信頼性が高いクロックとして使用可能となる。

【0064】

このように、コンパレータの同相除去効果により、アイソレーショントランスで受けるノイズの影響を除去することができ、映像信号の乱れを防止できる。

【0065】

また、コンパレータ入力端子の直流レベルを調整することにより、デューティ比 50 % が保証されたクロックを患者回路部で得ることができ、このデューティ保証された反転クロックを用いてタイミングジェネレータで C C D の駆動用タイミングパルスが容易に生成使用することが可能になる。 40

【0066】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【0067】

(付記 1)

固体撮像素子を有する電子内視鏡と、
この電子内視鏡の固体撮像素子を駆動制御する固体撮像素子駆動制御機能を少なくとも有 50

する患者回路部と、前記固体撮像素子を駆動させるための基準クロックを生成する基準クロック発振機能を少なくとも有する２次回路部とを備えたビデオプロセッサと、このビデオプロセッサの患者回路部と２次回路部とを絶縁分離させると共に、２次回路部の基準クロック発振機能で生成された基準クロックを患者回路部に伝送させるアイソレーション伝送手段と、このアイソレーション伝送手段を介して伝送された前記基準クロックに混入したノイズを除去して、前記固体撮像素子駆動制御機能に供給するノイズ除去手段と、前記アイソレーション伝送手段を介して伝送された前記基準クロックのデューティ比を調整補正して、前記固体撮像素子駆動制御機能に供給するデューティ補正手段と、を具備したことを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【００６８】

(付記２)

前記アイソレーション伝送手段は、前記ビデオプロセッサの２次回路部の基準クロック発振機能から伝送された基準クロックを正転基準クロックと、反転基準クロックとを出力可能なパルストランスからなることを特徴とする付記１記載の電子内視鏡装置。

【００６９】

(付記３)

前記ノイズ除去手段は、前記アイソレーション伝送手段から出力された正転基準パルス信号と反転基準パルス信号とをコンパレートしてノイズ除去を行うコンパレータからなることを特徴とする付記１又は２のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

20

【００７０】

(付記４)

前記デューティ補正手段は、前記アイソレーション伝送手段から出力された正転基準パルス信号と反転基準パルス信号のいずれかの基準直流レベルを調整して基準クロックのデューティ比を調整補正する基準直流レベル調整回路からなることを特徴とする付記１乃至３のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【００７１】

(付記５)

固体撮像素子を駆動する基準となるクロックを発生するクロック発生手段と、患者回路と２次回路を有するビデオプロセッサと、前記固体撮像素子を駆動するための駆動回路と、前記クロック発生手段で発生するクロックを前記患者回路と２次回路との間で伝送するためのアイソレーション手段と、前記アイソレーション手段で伝送中に発生する外乱ノイズを除去するノイズ除去手段と、前記アイソレーション手段によって伝送されるクロックのデューティ比を補正する補正手段と、を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

30

【００７２】

(付記６)

固体撮像素子を駆動するための基準となるクロック発生手段と、所定の耐圧を得られるように絶縁された患者回路と２次回路をもち、前記固体撮像素子を駆動するための駆動回路を備えたビデオプロセッサと、前記クロック発生手段から発生するクロックを前記２次回路と患者回路間で伝送するためのアイソレーション手段と、前記アイソレーション手段で伝送中にのる外乱ノイズを除去するノイズ除去手段と、前記アイソレーション手段で伝送されるクロックのデューティ比を補正するためのデューティ比補正手段と、を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

40

【００７３】

(付記７)

50

前記ノイズ除去手段に、コンパレータを用いたことを特徴とする付記 5 又は 6 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【 0 0 7 4 】

(付記 8)

前記アイソレーション手段に、アイソレーショントランスを用いたことを特徴とする付記 5 又は 6 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【 0 0 7 5 】

(付記 9)

前記アイソレーショントランスの出力から正転クロック、反転クロックを取り出す信号抽出手段をもつことを特徴とする付記 8 記載の電子内視鏡装置。

10

【 0 0 7 6 】

(付記 1 0)

前記デューティ比補正手段は、コンパレータ正転入力、反転入力へ入力される入力信号のどちらかの D C レベルを調整することを特徴とする付記 5 乃至 9 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【 0 0 7 7 】

【 発明の効果 】

本発明の電子内視鏡装置は、ビデオプロセッサを患者回路部と 2 次回路部とに絶縁分離し、患者回路部と 2 次回路部の間の固体撮像素子の駆動用基準クロックの伝送をアイソレーショントランスを介して行う際に、前記基準クロックが受ける外部からのノイズを、コンパレータの同相信号除去効果で確実に除去することができ、また、コンパレータの片側の入力端子の D C レベルを調整することで、コンパレータの出力波形を所定のデューティ比 (5 0 %) にすることができ、さらに、C C D 駆動用のタイミングパルス生成用に反転クロックを使用することができ、安定した C C D の駆動制御と、その C C D で撮像生成した映像信号の画質向上する効果がある。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明に係る電子内視鏡装置の一実施形態の構成を示すブロック図。

【 図 2 】 本発明に係る電子内視鏡装置の基準クロック信号のノイズ除去動作を説明する説明図。

【 図 3 】 本発明に係る電子内視鏡装置の基準クロック信号のデューティ比調整を説明する説明図。

30

【 図 4 】 従来の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【 符号の説明 】

1 1 ... 電子内視鏡

1 2 ... ビデオプロセッサ

1 3 ... 患者回路部

1 4 ... 2 次回路部

2 1 ... 発振器

2 3 ... タイミングジェネレータ

2 4 ... アイソレーショントランス

2 5 ... フォトカブラ

2 6 ... 位相調整回路

2 8 ... タイミングジェネレータ

3 0 ... 固体撮像素子 (C C D)

4 1 , 4 2 , 4 5 ... 抵抗

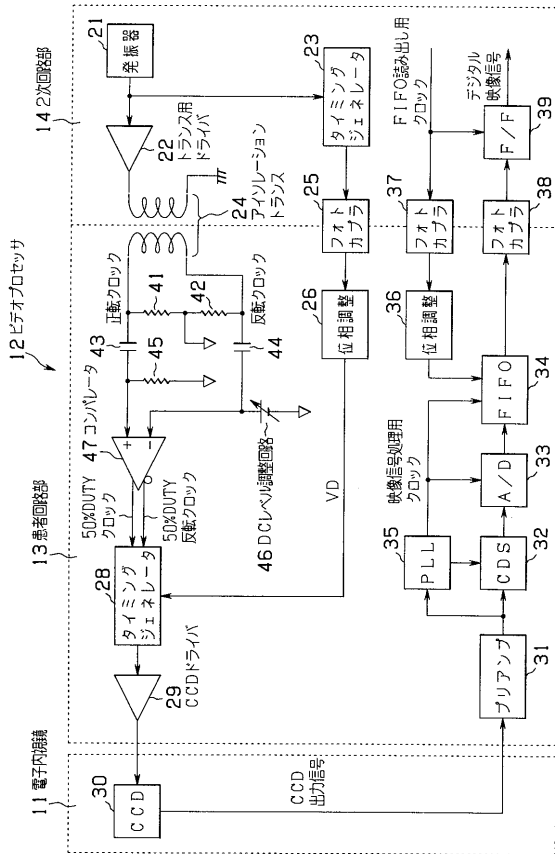
4 3 , 4 4 ... コンデンサ

4 6 ... 直流レベル調整回路

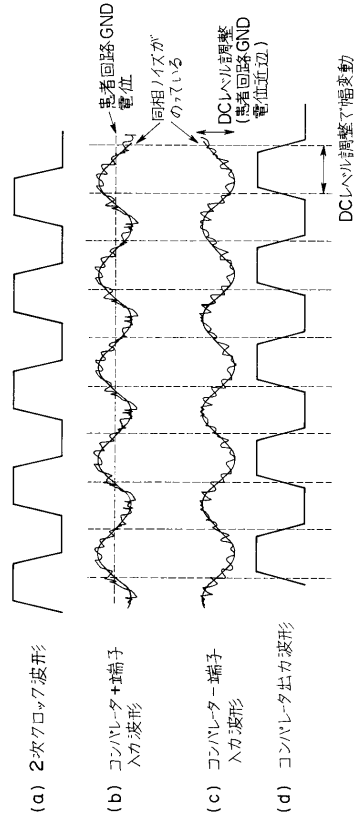
4 7 ... コンパレータ

40

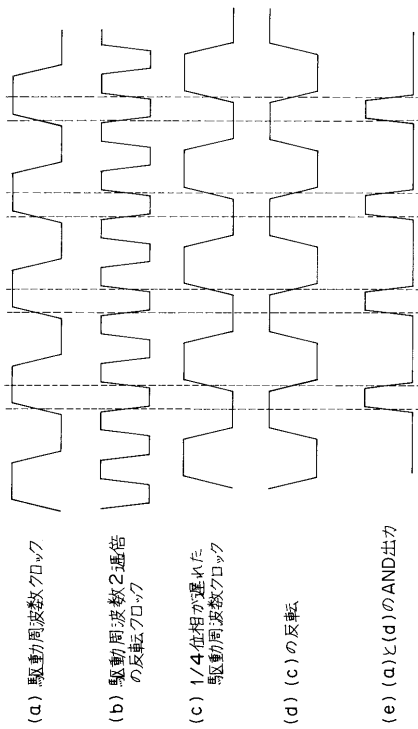
【図 1】



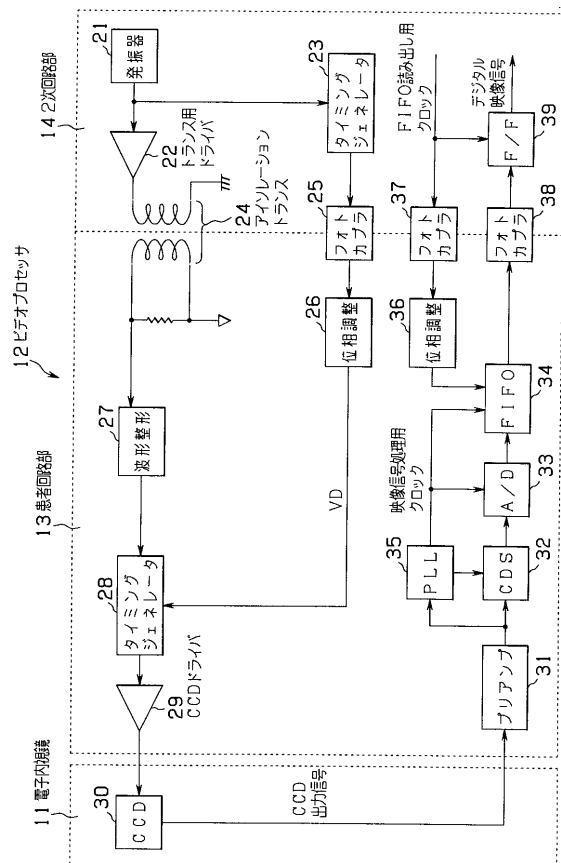
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004242878A	公开(公告)日	2004-09-02
申请号	JP2003035667	申请日	2003-02-13
[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	大河文行		
发明人	大河 文行		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.684 A61B1/04.510 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/GA00 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/FF45 4C061/JJ11 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/SS18 4C061/UU09 4C061/YY02 4C061/YY12 4C061/YY18 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/JJ11 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS18 4C161/UU09 4C161/YY02 4C161/YY12 4C161/YY18		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：以电子方式拾取电子内窥镜设备中患者电路部分和次级电路部分中的视频处理器，并通过隔离变压器传输CCD驱动参考时钟。图像质量下降。具有CCD（30）的驱动控制功能的患者电路部分（13）和具有用于产生用于驱动CCD的参考时钟的振荡器（21）的次级电路部分（14）被绝缘和分离，并经由隔离变压器（24）传输。一种电子内窥镜设备，该电子内窥镜设备使用比较器47从发送时钟的正向和反向时钟中消除噪声，并调整正向或反向时钟的DC电平以补偿占空比。[选型图]图1

