

(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2004-121856
(P2004-121856A)

(43) 公開日 平成16年4月22日 (2004.4.22)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225	H 0 4 N 5/225 C	5 C 0 2 2
H 0 4 N 5/335	H 0 4 N 5/335 Z	5 C 0 2 4

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2003-358554 (P2003-358554)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年10月17日 (2003.10.17)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願平8-133631の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
原出願日	平成8年5月28日 (1996.5.28)	(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	塙 隆行
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	柳沢 聡志
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 FA01 FA13 FA14 GA02 GA05
			4C061 CC06 GG11 JJ17 LL02 NN01
			SS05 SS23
			5C022 AA09 AB64 AB68 AC42 AC69

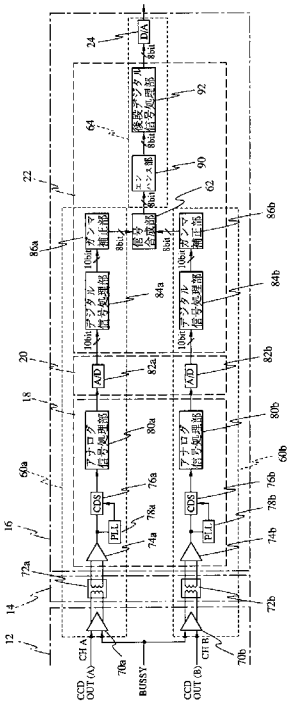
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】処理を簡素化することができる電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットとを備えた電子内視鏡装置において、前記固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスを発生する駆動信号発生手段を設けた。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットとを備えた電子内視鏡装置において、

前記固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスが発生する駆動信号発生手段を設けたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットとを備えた電子内視鏡装置において、

前記信号処理手段は、

前記固体撮像素子からの複数の出力信号を信号処理する複数の出力信号処理手段と、

前記複数の出力信号処理手段で信号処理した前記複数の出力信号をデジタルで合成する信号合成手段と、

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 3】

複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットとを備えた電子内視鏡装置において、

前記固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスが発生する駆動信号発生手段と、

前記駆動信号発生手段により前記固体撮像素子から同時に出力された複数の出力信号を信号処理する複数の出力信号処理手段と、

前記複数の出力信号処理手段で信号処理した前記複数の出力信号をデジタルで合成する信号合成手段と、

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は電子内視鏡装置、更に詳しくは固体撮像素子の駆動信号の制御部分に特徴のある電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、体腔内に挿入部を挿入し、ライトガイドファイバ束等の照明光伝送手段により挿入部先端の観察部位に照明光を照射することで、観察部位の像を得、観察部位を観察及び処置する内視鏡装置が広く普及している。

【0003】

この内視鏡装置の 1 つに、挿入部の先端に固体撮像素子、例えば CCD を配設し、観察部位の像を対物光学系で撮像面に結像させ電気信号に変換し、この電気信号を信号処理することで、モニタ等に観察部位の画像を表示させたり、情報記録装置等に画像データとして記憶させることのできる電子内視鏡装置がある。

【0004】

このような電子内視鏡装置において、CCD の映像読み出し期間を短縮するために、水平方向の偶数番目の画素と奇数番目の画素を別々に水平レジスタ（以下、CH A、CH B）を用いて読み出す 2 線読み出し CCD を用いたものが知られている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、1 画素毎に 180 度位相の異なる水平転送パルスで読み出すため、水平

10

20

30

40

50

転送パルスが発生する回路が２つ必要となり、処理が複雑で回路規模も大きくなってしまふ。また、２線読み出しＣＣＤの信号処理を１系統の回路で切換ながら行う場合は、処理が複雑になってしまう。

【０００６】

さらに２系統の回路でも後段の処理回路を高速なアナログ回路で構成しているため、アナログでＣＨＡからの信号とＣＨＢからの信号を合成しなくてはならず、アナログ回路を高速で駆動させるために、周波数特性が悪くなり解像度が劣化し、かつ、処理が複雑になるという問題がある。

【０００７】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、処理を簡素化することができる電子内視鏡装置を提供することを目的としている。 10

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明の第１の電子内視鏡装置は、複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットとを備えた電子内視鏡装置において、前記固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスが発生する駆動信号発生手段を設けたことを特徴とする。

【０００９】

また、本発明の第２の電子内視鏡装置は、複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットとを備えた電子内視鏡装置において、前記信号処理手段は、前記固体撮像素子からの複数の出力信号を信号処理する複数の出力信号処理手段と、前記複数の出力信号処理手段で信号処理した前記複数の出力信号をデジタルで合成する信号合成手段と、を備えたことを特徴とする。 20

【００１０】

さらに、本発明の第３の電子内視鏡装置は、複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットとを備えた電子内視鏡装置において、前記固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスが発生する駆動信号発生手段と、前記駆動信号発生手段により前記固体撮像素子から同時に出力された複数の出力信号を信号処理する複数の出力信号処理手段と、前記複数の出力信号処理手段で信号処理した前記複数の出力信号をデジタルで合成する信号合成手段と、を備えたことを特徴とする。 30

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、駆動信号発生手段が固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスが発生することで、固体撮像素子の複数のチャンネルから同位相の信号を出力することができ、処理が簡素化できる。

【００１２】

また、固体撮像素子から複数の出力信号を同一構成の複数の出力信号処理手段で信号処理するので、１系統の回路で切換ながら行うものに比べて、処理が簡素化し、かつ、低い周波数での駆動が可能となる。 40

【００１３】

さらに、複数の出力信号処理手段で信号処理された複数の出力信号をデジタルで合成するので、アナログ信号を合成するもの比べて、処理が簡素化し、かつ、周波数特性が向上し、解像度の劣化を防止できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【００１５】

図 1 ないし図 4 は本発明の第 1 の実施の形態に係わり、図 1 は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図 2 は図 1 の患者側回路の構成を示すブロック図、図 3 は図 1 の電子内視鏡装置の作用を説明するタイミングチャートである。

【0016】

(構成)

図 1 に示すように、第 1 の実施の形態の電子内視鏡装置 1 は、体腔内を観察する電子内視鏡 2 と、この電子内視鏡 2 からの信号を処理するカメラコントロールユニット(以下、CCU と記す) 3 と、体腔内を照明するための照明光を電子内視鏡 2 に供給する光源装置 4 と、CCU 3 からの標準フォーマットの TV 信号(RGB、Y/C、コンポジットビデオ)を画像表示するための TV モニタ 5 とを備えて構成されている。

10

【0017】

電子内視鏡 2 は、先端に固体撮像素子、例えば CCD 10 と図示しないライトガイドを有する。

【0018】

また、CCU 3 は、CCD 10 を駆動するための患者側回路 12 と、患者側回路 12 の出力をアイソレートするアイソレーション素子 14 と、アイソレーション素子 14 によりアイソレートされた患者側回路 12 からの信号を処理し様々な映像処理を行う 2 次回路 16 (信号処理手段) とから構成されている。

【0019】

2 次回路 16 は、アイソレーション素子 14 を介した患者側回路 12 からのアナログ信号を処理するアナログ処理部 18 と、アナログ処理部 18 の出力であるアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換部 20 と、A/D 変換部 20 からのデジタル信号を処理するデジタル処理部 22 と、デジタル処理部 22 の出力であるデジタル信号をアナログ信号に変換する D/A 変換部 24 とから構成されている。

20

【0020】

電子内視鏡 2 においては、CCD 10 は、患者側回路 12 により駆動され、光源装置 4 から供給される照明光がライトガイド(図示せず)を通じて伝送され電子内視鏡 2 の先端より被写体(図示せず)に照射されるようになっている。そして、電子内視鏡 2 は、図示しないレンズユニットによって CCD 10 上に結像された被写体像を電気信号に変換し、画像情報として CCU 3 に出力するようになっている。

30

【0021】

CCU 3 では、前記 CCD 10 より出力された画像情報を患者側回路 12 で増幅し、アイソレーション素子 14 を介して 2 次回路 16 に入力するようになっている。

【0022】

2 次回路 16 においては、アナログ処理部 18 は、患者側回路 12 と 2 次回路 16 の同期信号の制御、信号の増幅、ノイズ除去などの処理を行う。アナログ処理部 18 で処理された画像情報は、A/D 変換部 20 でデジタル信号に変換され、デジタル処理部 22 に入力される。デジタル処理部 22 では、ガンマ補正、信号合成、エンハンス処理等のデジタル処理を行い、標準フォーマットの TV 信号に変換する。そして、前記 TV 信号は、D/A 変換部 24 によってアナログ信号となり、TV モニタ 5 に被写体像が映像として表示される。

40

【0023】

なお、本実施の形態では、前記電子内視鏡 2 の先端に設けられた CCD 10 は、2 線読み出し CCD である。

【0024】

図 2 に示すように、患者側回路 12 は、CCD 10 を駆動する CCD ドライバ 30 (駆動信号発生手段) と、CCD ドライバ 30 へ CCD 駆動タイミング信号を出力する、プログラム可能でありまた前記 CCD 駆動タイミング信号に後述する同期信号を重畳する重畳手段を持つプログラマブル素子である FPG A (Field Programmable Gate Array) 32 (駆動信号制御手段) と、FPG A 32 をプログラムするデータ ROM 34 と、CCD の種

50

類の判別及び接続状態を検出するCCD検出回路36（接続検出手段）と、CCD10へCCD駆動信号を送信するケーブルのマッチングを補正するケーブルマッチング回路38と、FPGA14から出力される選択信号に基づいてCCD10に適応したケーブルマッチング回路38を選択するケーブルマッチング切換回路40と、CCD10から読み出された電気信号を増幅するプリアンプ部42と、CCD10へ供給する電源の供給電源を制限するCCD電源供給回路44と、CCD電源供給回路44へ電源を供給するメイン電源46とから構成される。

【0025】

また、CCDドライバ30は、CCD10に蓄積された電荷を転送する水平転送駆動パルス発生回路50及び垂直転送駆動パルス発生回路52と、ブルーミングを抑制するアンチブルーミングパルス発生回路54から構成される。 10

【0026】

（作用）

次に、このように構成された本実施の形態の電子内視鏡装置1の作用について説明する。

【0027】

まず、電子内視鏡装置1において、患者側回路12と2次回路16との同期を検出する方法を図3のタイミングチャートを使用して説明する。

【0028】

ここで、図3において、映像信号読みだし期間内におけるCCD水平転送パルスの1Lのタイミングチャートの拡大図をAに、このときのCCD出力の拡大図をTAに示す。また、1Vの終わりのCCD水平転送パルスの1Lのタイミングチャートの拡大図及びそのときのCCD出力の拡大図を、上記と同様にそれぞれB、TBに示す。なお、上記の1Vは1フィールド期間（ $1/60\text{ s}$ ）を示し、1Lは約 0.5 H （ $1\text{ H} = 63.5\text{ }\mu\text{ s}$ = 水平走査期間）を示す。 20

【0029】

患者側回路12と2次回路16との同期をとるために、FPGA32は、1Vの終わりに1Lの期間を他の1Lの期間のCCD水平駆動パルスより位相を180度ずらす。上記のようにすることによって他の1Lの期間のCCD出力より位相が180度ずれたCCD出力を発生する。 30

【0030】

そして、前記CCD出力は、プリアンプ部42で増幅され、アイソレーション素子14で絶縁され、2次回路16内にあるアナログ処理部18内に入力され、図示していないCDS回路を含む同期信号を検出する同期検出部によってCDS出力が検出された後に、同期VRS Tが検出される。

【0031】

ここで、CCD出力の位相を180度ずらすと、CDS出力で位相の180度ずれた期間が、図3のCDS出力で示すように出力の極性が反転する。この方法で、CCD10から読み出された電気信号に1Vの終わりの1Lの期間のみ同期信号を重畳させている。そして、検出された同期VRS TでFPGA32をリセットことによって患者側回路12と2次回路16との同期がとられる。 40

【0032】

また、アナログ処理部18内には、図示はしないが、患者側回路12から出力した信号を位相比較するPLL部と、2次回路16と患者側回路12との同期の有無を検出する同期検出手段とが設けられており、この同期検出手段による検出結果に基づいて、FPGA32を制御することによって、同期がとれていない時には、2次回路16が同期をかけやすいように全期間位相比較出来る信号をCCD駆動信号に重畳する。そして同期がとれた時には、一部期間位相比較できる信号をCCD駆動信号に重畳する。

【0033】

さて、本実施の形態の電子内視鏡装置1においては、CCU3は電源投入時に、CCD 50

10の種類及びCCD10を先端に設けた電子内視鏡2の接続状態をCCD検出回路36にて検出する。そして、CCD検出回路36の検出結果に基づいて、データROM34がプログラム可能なFPGA32をプログラムする。

【0034】

次に、CCD10の種類に基づいてプログラムされたFPGA32は、CCDドライバ30にCCD駆動タイミング信号を出力する。ここで、CCD駆動タイミング信号は、CCD水平駆動タイミング信号S1、S2、垂直転送駆動タイミング信号S3、アンチブルーミングタイミング信号S4である。

【0035】

このCCD駆動タイミング信号が、それぞれ、水平転送駆動パルス発生回路50、垂直転送駆動発生回路52、アンチブルーミングパルス発生回路54にて電圧増幅される。 10

【0036】

一方、FPGA32から出力されるCCD10を選択する選択信号に基づいてケーブルマッチング切換回路40が、CCD10に適応したケーブルマッチング回路38を選択し、ケーブルマッチング回路38で波形整形して、それぞれCCD10を駆動するためのCCD水平転送駆動パルス、CCD垂直転送駆動パルス、アンチブルーミングパルスを発生する。

【0037】

ここで、CCD10を先端に設けた電子内視鏡2が患者側回路12に接続されていない時には、FPGA32は、CCD検出回路36の検出結果に基づき、出力であるCCD垂直転送駆動タイミング信号S3を停止させることによって、CCD10を駆動するCCD垂直転送駆動パルスを停止する。また、異なる種類のCCDを先端に持つ電子内視鏡が接続された場合には、FPGA32は、CCD検出回路36に基づいてCCDの種類に応じたCCD駆動タイミング信号を発生する。 20

【0038】

メイン電源46は、CCD電源供給回路44へ電源を供給する。そして、CCD10へ供給する前記CCD電源供給回路44は可変レギュレータ(図示せず)を用いて、出力電流をこの可変レギュレータにフィードバックさせることにより、CCD10の駆動可能な最小の電流を供給している。

【0039】

(効果)

このように本実施の形態の電子内視鏡装置1では、CCD10を先端に設けた電子内視鏡2が患者側回路12に接続されていない時には、FPGA32が、CCD検出回路36の検出結果に基づき、出力であるCCD垂直転送駆動タイミング信号S3を停止させることによって、CCD10を駆動するCCD垂直転送駆動パルスを停止するので、電子内視鏡2を患者側回路12にあらためて接続した際には、CCD10への電源供給に先立って、CCD駆動信号がCCD10に供給されることがなく、CCD駆動信号によるCCD10の発熱を防止することができ、確実にCCD10を保護することができる。 30

【0040】

なお、図2に示すように、患者側回路12内にあるFPGA32から出力されるCCD水平転送駆動タイミング信号S1、S2において、2つの水平転送駆動パルスを持つ場合、このタイミングを同一にすると、患者側回路12内のプリアンプ部42と、アイソレーション素子14と、アナログ処理部18、A/D変換部20、デジタル処理部22の一部が2系統となる。また、CCD水平転送駆動パルスを2つ以上にした場合、同一回路が2つ以上になるが、この場合も同様である。 40

【0041】

また、電子内視鏡2が接続されていない時には、CCU3は、FPGA32の出力を一部止めて、一部のCCD駆動パルスのみ停止させてもよい。また、CCDドライバ30を停止させてCCD駆動パルスを停止させてもよい。また、CCD10へ供給する電源の出力を全て停止させてもよい。 50

【 0 0 4 2 】

また、電子内視鏡 2 の接続時に C C D 1 0 の検知をするまで、F P G A 3 2 からの出力ピンがハイインピーダンスになり、出力信号を停止させても良い。

【 0 0 4 3 】

さらに、前記アンチブルーミングパルスが不要な C C D 1 0 については、C C D 検出回路 3 6 に応じて F P G A 3 2 がアンチブルーミングタイミング信号 S 4 を止めることにより、C C D 1 0 を駆動するアンチブルーミングパルスを止めてもよい。ここで、ケーブルマッチング回路 3 8 は、ケーブル長が一定の長さの時に異なる C C D 1 0 に対しても同じ回路にしてもよい。

【 0 0 4 4 】

また、白色光を映した際には、F P G A 3 2 の内部にて前記アンチブルーミングパルス S 4 を停止し、かつ、2 次回路 1 6 が同期をかけやすい C C D 水平駆動パルス S 1、S 2 を発生させることによって同期はずれを回避してもよい。

【 0 0 4 5 】

さらに、患者側回路 1 2 より出力される電気信号に対して、アナログ処理部 1 8 内の P L L 部 (図示せず) が位相比較している期間において、C C D 水平駆動パルスを 2 値駆動または 3 値駆動してもよい。

【 0 0 4 6 】

また、アンチブルーミングパルスは、クロッキングしている交流成分期間と直流成分のみの直流成分期間がある。ここで、アンチブルーミングパルス発生回路 5 4 は、C C D の種類によって、前記交流期間と前記直流成分期間はそれぞれ別個に調整していたが、交流成分期間のみ動作するクランプ回路で構成することによって、調整箇所削減をしても良い。

【 0 0 4 7 】

また、プリアンプ部 4 2 は、差動増幅回路にて構成されていたが、一段構成の増幅回路で構成してもよい。

【 0 0 4 8 】

図 4 及び図 5 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 4 は電子内視鏡装置の要部の構成を示すブロック図、図 5 は図 4 の信号合成部の作用を説明する説明図である。

【 0 0 4 9 】

第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 5 0 】

(構成)

第 2 の実施の形態は、C C D が出力が 2 つある 2 線読み出し C C D であり、この C C D を C C D 水平転送駆動パルス発生回路から出力される同一タイミングのパルスで駆動し、C C D からの信号を処理する手段を同一構成の 2 系統の回路で行い、さらに、前記同一 2 系統の回路で処理された信号をデジタルで合成するものである。

【 0 0 5 1 】

すなわち、第 2 の実施の形態の電子内視鏡装置の C C U においては、図 4 に示すように、患者側回路 1 2 の一部と 2 次回路 1 6 は、同一 2 系統の回路ブロックである、第 1 プリプロセス 6 0 a と第 2 プリプロセス 6 0 b と、前記 2 つの第 1 及び第 2 プリプロセス 6 0 a、6 0 b からのデジタル信号を合成する信号合成部 6 2 と、信号合成部 6 2 で合成した信号を処理するポストプロセス 6 4 とから構成される。

【 0 0 5 2 】

第 1 プリプロセス 6 0 a は、C C D 1 0 (図示せず) からの一方の信号を増幅するための第 1 プリアンプ 7 0 a と、患者側回路 1 2 と 2 次回路 1 6 を絶縁するための第 1 アイソレーション素子 7 2 a と、信号の雑音除去と増幅を行う第 1 差動アンプ 7 4 a と、相関 2 重サンプリングを行う第 1 C D S 回路 7 6 a と、患者側回路 1 2 と 2 次回路 1 6 の同期をとるための第 1 P L L 回路 7 8 a と、各種アナログ信号処理を行うための第 1 アナログ信

10

20

30

40

50

号処理部 80a と、第 1 アナログ信号処理部 80a の出力をデジタル信号に変換する第 1 A / D 変換部 82a と、第 1 A / D 変換部 82a により変換されたデジタル信号に対して各種デジタル信号処理を行う第 1 デジタル信号処理部 84a と、第 1 デジタル信号処理部 84a により処理されたデジタル信号にガンマ補正を行う第 1 ガンマ補正部 86a とから構成されている。

【0053】

第 2 プリプロセス 60b は、第 1 プリプロセス 60a と同様に構成されており、CCD 10 (図示せず) からの他方の信号を増幅するための第 2 プリアンプ 70b と、患者側回路 12 と 2 次回路 16 を絶縁するための第 2 アイソレーション素子 72b と、信号の雑音除去と増幅を行う第 2 差動アンプ 74b と、相関 2 重サンプリングを行う第 2 CDS 回路 76b と、患者側回路 12 と 2 次回路 16 の同期をとるための第 2 PLL 回路 78b と、各種アナログ信号処理を行うための第 2 アナログ信号処理部 80b と、第 2 アナログ信号処理部 80b の出力をデジタル信号に変換する第 2 A / D 変換部 82b と、第 2 A / D 変換部 82b により変換されたデジタル信号に対して各種デジタル信号処理を行う第 2 デジタル信号処理部 84b と、第 2 デジタル信号処理部 84b により処理されたデジタル信号にガンマ補正を行う第 2 ガンマ補正部 86b とから構成されている。

【0054】

上記第 1 プリプロセス 60a と第 2 プリプロセス 60b からの出力は、信号合成部 62 に入力される。そして、信号合成部 62 は、図 5 に示すように、第 1 プリプロセス 60a からの第 1 の入力信号 (A) と第 2 プリプロセス 60b からの第 2 の入力信号 (B) を記録する第 1 ラインメモリ 88a と第 2 ラインメモリ 88b で構成されている。

【0055】

信号合成部 62 は、第 1 プリプロセス 60a と第 2 プリプロセス 60b からの出力の一方を、他方より半周期遅らせて合成する。そして、信号合成部 62 で合成された信号が、ポストプロセス 64 に入力される。

【0056】

ポストプロセス 64 は、マスク演算を行い、空間周波数の帯域強調を行うエンハンス部 90 と、エンハンス部 90 を介した各種デジタル信号を処理する後段デジタル信号処理部 92 と、後段デジタル信号処理部 92 の出力をアナログ信号に変換する D / A 変換部 24 で構成されている。

【0057】

その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【0058】

(作用)

ここで、上記第 1 プリプロセス 60a と第 2 プリプロセス 60b のそれぞれの構成要素は、全て同じ処理を行う。

【0059】

第 1 プリプロセス 60a は、まず、CCD 10 の第 1 の出力 CCDOUT (A) がチャンネル A (以下、CHA) より入力され、CCDOUT (A) を第 1 プリアンプ 70a で増幅する。増幅された信号は、第 1 アイソレーション素子 72a を通り、第 1 差動アンプ 74a に入力される。第 1 差動アンプ 74a は、信号のノイズ低減と増幅を行う。

【0060】

第 1 差動アンプ 74a で前記処理をされた信号は、第 1 CDS 回路 76a に入力され、相関 2 重サンプリングされる。ここで、第 1 PLL 回路 78a で、CCD 出力信号に対して患者側回路 12 と 2 次回路 16 の同期をとる。第 1 CDS 回路 76a で相関 2 重サンプリングされた信号は、第 1 アナログ信号処理部 80a に入力される。

【0061】

第 1 アナログ信号処理部 80a では、ゲイン調整、クリップレベルの調整、ペインティングの設定、オートゲインコントロール (AGC)、フィルタリング、クランプ処理等を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

第 1 アナログ信号処理部 8 0 a で上記の様々な処理をされた信号は、第 1 A / D 変換部 8 2 a により、1 0 b i t のデジタル信号に変換される。変換された 1 0 b i t のデジタル信号は、第 1 デジタル信号処理部 8 4 a で、クランプ処理、ホワイトバランス等の処理をされる。

【 0 0 6 3 】

第 1 デジタル信号処理部 8 4 a で処理された 1 0 b i t のデジタル信号は、第 1 ガンマ補正部 8 6 a に入力され、第 1 ガンマ補正部 8 6 a では映像の補正を行う。このとき、1 0 ビットの信号は 8 ビットの信号に変換される。第 1 ガンマ補正部 8 6 a では、入力が 1 0 ビットであるため、ガンマ補正時の暗部のビット精度が 8 b i t 以上確保可能となり、b i t 精度の劣化を防止できる。このため、入力が 8 ビットの場合より階調性が向上する。また、1 0 b i t から 8 b i t に変換するため、ガンマ処理後の信号処理が一般的な 8 b i t 構成のデータ処理となり、メモリ部品、処理 I C のコストが低減される。

10

【 0 0 6 4 】

ここで、第 1 ガンマ補正部 8 6 a は、4 つのガンマ補正曲線を持っている。この 4 つのガンマ補正曲線による 4 つの特性は、通常観察モード、高コントラストモード（明るいところはより明るく、暗いところはより暗くする。）、低コントラストモード（明るいところは暗く、暗いところは明るくする。）、画像処理モード（ガンマ = 1 で出力する。）である。なお、前記 4 つのガンマ補正曲線は、操作者が操作者の使用目的に合わせて図示しないキーボードより選択可能である。

20

【 0 0 6 5 】

第 2 プリプロセス 6 0 b は、C C D 1 0 からの第 2 の出力 C C D O U T (B) がチャンネル B (以下、C H B) より入力される。そして、第 2 プリプロセス 6 0 b は、前記第 1 プリプロセス 6 0 a と同じ構成であるので、C C D O U T (B) に対して、第 1 プリプロセス 6 0 a の処理と全く同じ処理をする。

【 0 0 6 6 】

次に、図 5 に基づいて、第 1 プリプロセス 6 0 a と第 2 プリプロセス 6 0 b で処理された信号の合成について説明する。

【 0 0 6 7 】

第 1 プリプロセス 6 0 a と第 2 プリプロセス 6 0 b で全く同じ処理をされ、第 1 ガンマ補正部 8 6 a 及び第 2 ガンマ補正部 8 6 b より信号合成部 6 2 に入力信号 (A) 及び入力信号 (B) が入力され、合成される。

30

【 0 0 6 8 】

前記信号処理部 6 2 は、上述したように、第 1 ラインメモリ 8 8 a と第 2 ラインメモリ 8 8 b によって構成されている。また、図示しないタイミング制御部からの制御により、第 1 ラインメモリ 8 8 a 及び第 2 ラインメモリ 8 8 b が $n \text{ Hz}$ (n は係数) で信号の入力を行い、 $2 n \text{ Hz}$ (入力の 2 倍の周波数) のタイミングで、交互に信号を読みだす。このため、読み出すデータは、どちらか一方が半周期分遅れる。このように、第 1 ラインメモリ 8 8 a と第 2 ラインメモリ 8 8 b より、どちらか一方を半周期分遅らせた信号を交互に読み出し、ワイヤードオフで、入力信号 (A) と入力信号 (B) を合成する。前記のように信号を交互に読み出し、合成することは、信号をマルチプレクスし、合成することと同じである。

40

【 0 0 6 9 】

このような信号合成部 6 2 の作用により入力信号 (A) と入力信号 (B) が合成され、合成出力信号が得られる。そして、この合成出力信号は、後段のポストプロセス 6 4 に入力される。

【 0 0 7 0 】

図 4 に戻り、信号合成部 6 2 から出力された図 5 に示した合成出力信号は、ポストプロセス 6 4 に入力される。そして、ポストプロセス 6 4 では、まず、合成出力信号に対してエンハンス処理部 9 0 でエンハンス処理を行う。このエンハンス処理部 9 0 は、接続され

50

る電子内視鏡のCCDの画素数やノイズレベル等に応じて、空間フィルタのマスク演算係数を変更し、エンハンスの強調周波数を変更、または、強調の「入り」、「切り」を選択することが可能である。

【0071】

エンハンス処理部90でエンハンス処理された信号は、後段デジタル信号処理部92に入力される。後段デジタル信号処理部92では、画像の拡大処理、R、G、B各フレームの同時化、色ズレ検知、フレームの遅延等の処理を行う。

【0072】

信号合成部62から出力された合成出力信号は、これら一連の処理が行われた後、D/A変換部94により、アナログ映像信号に変換される。

10

【0073】

(効果)

以上のように第2の実施の形態では、2線読みだしCCDの信号処理を同一構成の2系統の回路でおこなうことで、1系統の回路で切り換えながら行う時より、低い周波数で駆動させることができる。また、同一構成の回路なので、回路が簡素化でき、回路設計も簡単になる。前記したことは、コストの低減にもつながる。

【0074】

さらに、2系統の信号の合成はデジタルで行っているため、アナログ信号を合成する場合に比べ、信号の劣化が少ない。よって、回路の周波数特性が向上し、解像度の劣化が防止できる。

20

【0075】

なお、第2の実施の形態では、信号合成部62の前段に、第1デジタル信号処理部84a及び第2デジタル信号処理部84b、第1ガンマ補正部86a及び第2ガンマ補正部86bがあるが、これらを後段に配置してもよい。

【0076】

また、第1ガンマ補正部86a及び第2ガンマ補正部86bで10bitから8bitに変換しているが、入力のビット数と出力のビット数が同じでも、あるいは、入力のビット数より出力のビット数の方が、大きくても良い。

【0077】

さらに、第2の実施の形態では、第1ガンマ補正部86a及び第2ガンマ補正部86bは、4つのガンマ補正曲線をもっているとしたが、4つの固定されるわけではなく、単一、あるいは複数個持つこともできる。

30

【0078】

また、第2の実施の形態は、水平方向の偶数番目の画素と奇数番目の画素を別々の水平レジスタを用いて読み出している2線読み出しCCDであるが、垂直方向の偶数番目の画素と奇数番目の画素を別々のレジスタを用いて読み出す2線読み出しCCDを用いてもよい。

【0079】

さらに、第2の実施の形態では、出力が2つある2線読み出しCCDで構成しているが、出力が複数あるCCDを用いて構成してもよい。

40

【0080】

[付記]

(付記項1) 固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、

前記固体撮像素子の出力信号を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットと

を備えた電子内視鏡装置において、

前記固体撮像素子を駆動する駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

前記内視鏡と前記カメラコントロールユニットとの接続の有無を検出する接続検出手段と、

前記接続検出手段の検出結果に基づき前記駆動信号発生手段の出力を停止させる駆動信

50

号制御手段と

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【0081】

(付記項2) 前記カメラコントロールユニット内に、前記固体撮像素子への電源を供給する手段に電流制限手段をもつ電源供給回路を有し、

前記電源供給回路が、一定以上の電源を流さない

ことを特徴とする付記項1に記載の電子内視鏡装置。

【0082】

従来は、CCD故障時において、CCDの発熱を防止するために、CCDの故障状態を検出してCCDへ供給する電流値を制限する方法が知られているが、故障状態を検出する方法が難しく回路複雑化する問題がある。

10

【0083】

付記項2の電子内視鏡装置では、カメラコントロールユニット内に固体撮像素子への電流制限手段をもつ電源供給回路を設けるといった簡単な構成により、内視鏡先端に設けた固体撮像素子が故障した際にも、常に発熱量を一定以下にすることを可能とする。

【0084】

(付記項3) 前記カメラコントロールユニット内に、

前記内視鏡を接続する患者側回路と、

前記患者回路と電氣的に絶縁された2次回路と

を設け、

20

前記患者側回路内に前記駆動発生手段が出力する前記駆動信号に対して同期信号を重畳させる重畳手段を、前記2次回路内に前記患者側回路内で重畳された前記同期信号を検出する同期検出手段を、それぞれ備えた

ことを特徴とする付記項1に記載の電子内視鏡装置。

【0085】

従来、例えば特開昭64-72724号公報では、2次回路側にCCDを駆動する固体撮像駆動タイミング発生器を持っていたため、2次回路側から患者側回路側へアイソレーション素子を經由してCCD駆動タイミング信号を送っていた。その結果、アイソレーション素子が増えると共に、アイソレーション素子のばらつきにより、伝送されるパルスタイミングの伝送精度が不十分になるといった問題がある。

30

【0086】

付記項3の電子内視鏡装置では、カメラコントロールユニットに内視鏡を接続する患者側回路と、患者側回路と電氣的に絶縁された2次回路とを設け、駆動信号発生手段に同期信号を重畳させることにより、同期信号がされた固体撮像素子からの電気信号を2次回路側へ送り、2次回路側で前記電気信号から同期信号を検出して患者側回路と2次回路の同期をとることで、固体撮像素子から出力された電気信号がアイソレーションを通過した場合にアイソレーション素子の特性によるバラツキに影響されることなく、伝送精度を向上させることを可能とする。

【0087】

(付記項4) 前記カメラコントロールユニット内に、

前記内視鏡を接続する患者側回路と、

前記患者側回路と電氣的に絶縁された2次回路と

を設け、

40

前記2次回路内に前記2次回路と前記患者側回路との同期の有無を検出する同期検出手段を、前記患者側回路内に前記駆動信号発生手段が出力する前記駆動信号に同期信号を重畳させる重畳手段を、それぞれ備え、

前記重畳手段が、前記同期検出手段の検出結果に基づいて、異なる信号を前記駆動信号に重畳する

ことを特徴とする付記項1に記載の電子内視鏡装置。

【0088】

50

従来の電子内視鏡装置においては、通常、カメラコントロールユニットの電源投入時に最初から映像信号を読みだしていたため、２次回路側で患者側回路との同期が取りづらいといった問題がある。

【 0 0 8 9 】

付記項４の電子内視鏡装置では、前記重畳手段が前記同期検出手段の検出結果に基づいて異なる信号を前記駆動信号に重畳することで、前記２次回路内の前記同期検出手段において、容易に同期検出を行うことを可能とする。

【 0 0 9 0 】

(付記項５) 複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、
前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットと
を備えた電子内視鏡装置において、
前記信号処理手段は、
前記固体撮像素子からの複数の出力信号を信号処理する複数の出力信号処理手段と、
複数の出力信号処理手段で信号処理した前記複数の出力信号をデジタルで合成する信号合成手段と
を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【 0 0 9 1 】

ＣＣＤの映像読み出し期間を短縮するために、水平方向の偶数番目の画素と奇数番目の画素を別々の水平レジスタ（以下、ＣＨ Ａ、ＣＨ Ｂ）を用いて読み出す２線読み出しＣＣＤがある。従来技術として、この２線読み出しＣＣＤを用いて、１画素毎に１８０度位相の異なる水平転送パルスで読み出す電子内視鏡装置が知られている。しかし、従来の電子内視鏡装置では、後段の処理回路を高速なアナログ回路で構成して、アナログでＣＨ Ａからの信号とＣＨ Ｂからの信号を合成しなくてはならず、アナログ回路を高速で駆動させるために、周波数特性が悪くなり、解像度が劣化するという問題がある。

【 0 0 9 2 】

付記項５の電子内視鏡装置では、前記複数の出力信号処理手段が前記固体撮像素子の複数の出力からの信号を同じタイミングで別々に処理し、信号合成手段が前記複数の出力信号処理手段で処理された信号をデジタルで合成することで、回路を高速に切り換えながら固体撮像素子の複数の出力信号を処理することなく、かつ、アナログで合成する必要もなく、解像度の劣化の防止を可能とする。

【 0 0 9 3 】

(付記項６) 複数の出力をもつ固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、
前記固体撮像素子の出力を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットと
を備えた電子内視鏡装置において、
前記固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスを発生する駆動信号発生手段
を設けたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【 0 0 9 4 】

付記項６の電子内視鏡装置では、前記駆動信号発生手段が前記固体撮像素子を駆動するための同一タイミングの水平転送パルスを発生することで、前記固体撮像素子の複数のチャンネルから同時に信号を出力することを可能とする。

【 0 0 9 5 】

(付記項７) 固体撮像素子を先端に設けた内視鏡と、
前記固体撮像素子の出力信号を取り込み信号処理を行う信号処理手段を有するカメラコントロールユニットと
を備えた電子内視鏡装置において、
前記カメラコントロールユニットの前記信号処理手段は、前記固体撮像素子の出力信号をデジタル処理するデジタル処理手段内にガンマ補正手段を備え、

10

20

30

40

50

前記ガンマ補正手段の入力ビット数は、出力ビット数より多いことを特徴とする電子内視鏡装置。

【 0 0 9 6 】

従来の映像の補正を行うガンマ補正部では、例えば入力と出力のビット数が同じであり、ガンマ補正曲線の傾きが1でないので、見かけのビット数が少なくなり、ビット精度が劣化し十分な階調性が保てなくなるという問題がある。

【 0 0 9 7 】

付記項7の電子内視鏡装置では、前記ガンマ補正手段の入力ビット数を出力ビット数より多くすることで、ガンマ補正曲線の傾きが1より大きくても、ビット精度の劣化が防止でき、本来の階調性を維持することを可能とする。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 8 】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図2】図1の患者側回路の構成を示すブロック図

【図3】図1の電子内視鏡装置の作用を説明するタイミングチャート

【図4】本発明の第2の実施の形態に係る電子内視鏡装置の要部の構成を示すブロック図

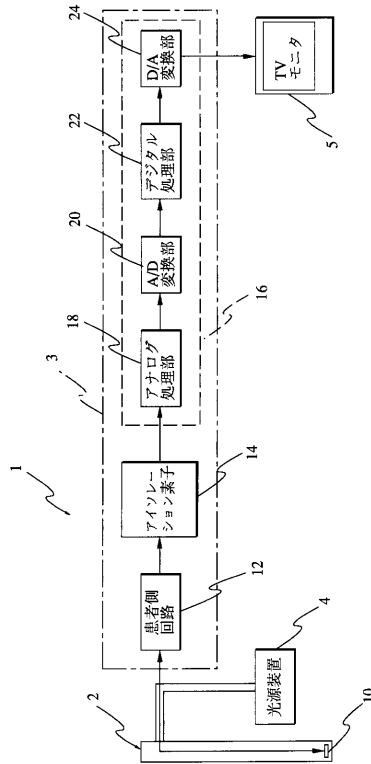
【図5】図4の信号合成部の作用を説明する説明図

【符号の説明】

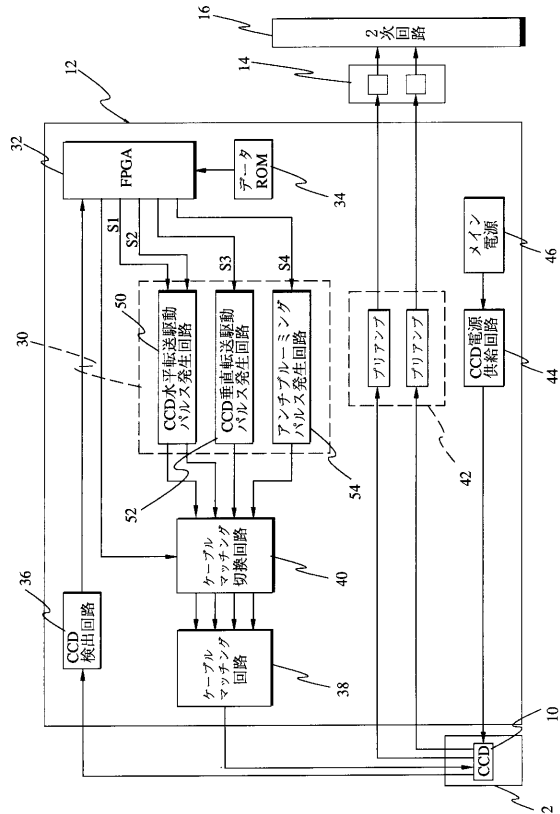
【 0 0 9 9 】

1 ... 電子内視鏡装置	20
2 ... 電子内視鏡	
3 ... C C U	
4 ... 光源装置	
5 ... T V モニタ	
1 0 ... C C D	
1 2 ... 患者側回路	
1 4 ... アイソレーション素子	
1 6 ... 2 次回路	
1 8 ... アナログ処理部	
2 0 ... A / D 変換部	30
2 2 ... デジタル処理部	
2 4 ... D / A 変換部	
3 0 ... C C D ドライバ	
3 2 ... F P G A	
3 4 ... データ R O M	
3 6 ... C C D 検出回路	
3 8 ... ケーブルマッチング回路	
4 0 ... ケーブルマッチング切換回路	
4 2 ... プリアンプ部	
4 4 ... C C D 電源供給回路	40
4 6 ... メイン電源	
5 0 ... 水平転送駆動パルス発生回路	
5 2 ... 垂直転送駆動パルス発生回路	
5 4 ... アンチブルーミングパルス発生回路	
代理人 弁理士 伊藤 進	

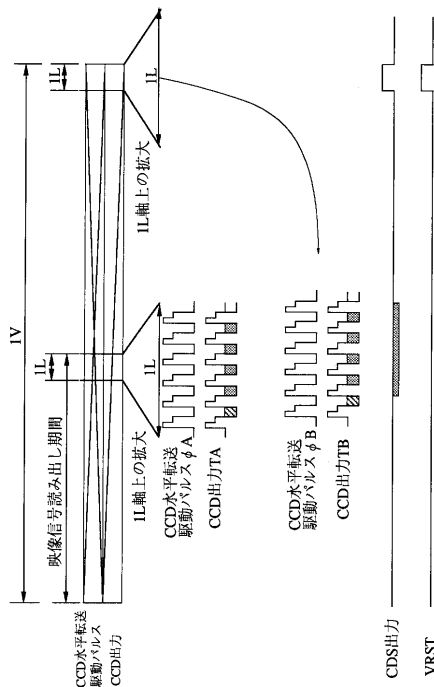
【図 1】



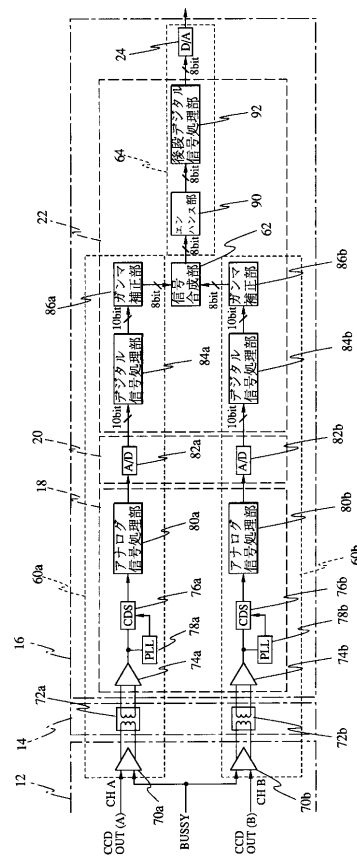
【図 2】



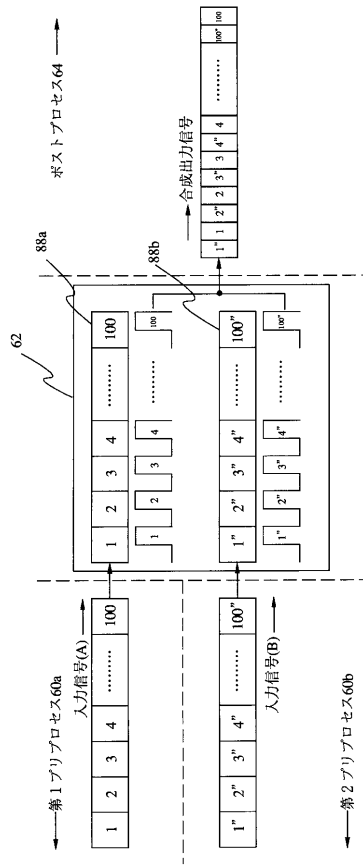
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004121856A	公开(公告)日	2004-04-22
申请号	JP2003358554	申请日	2003-10-17
[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		
[标]发明人	塙隆行 柳沢聡志		
发明人	塙 隆行 柳沢 聡志		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 H04N5/225 H04N5/335 H04N5/341 H04N5/353 H04N5/372		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/335.Z A61B1/045.610 A61B1/045.630 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232.290 H04N5/335.410 H04N5/335.530 H04N5/335.720 H04N5/341 H04N5/353 H04N5/372		
F-TERM分类号	2H040/FA01 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA05 4C061/CC06 4C061/GG11 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/SS05 4C061/SS23 5C022/AA09 5C022/AB64 5C022/AB68 5C022/AC42 5C022/AC69 5C024/BX02 5C024/CX51 5C024/GY01 5C024/HX28 5C024/JX21 4C161/CC06 4C161/GG11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS05 4C161/SS23 5C122/DA26 5C122/EA37 5C122/EA56 5C122/EA61 5C122/FC01 5C122/FC17 5C122/FG13 5C122/FH01 5C122/FH18 5C122/GE05 5C122/HA38 5C122/HB02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够简化处理的电子内窥镜设备。一种电子内窥镜，包括：内窥镜，该内窥镜在其顶端具有固态图像传感器，该固态图像传感器具有多个输出；以及相机控制单元，该相机控制单元具有用于接收固态图像传感器的输出并进行信号处理的信号处理装置。在该设备中，提供了用于在驱动固态图像传感器的相同定时生成水平传输脉冲的驱动信号生成装置。[选择图]图4

