

(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2004-298406
(P2004-298406A)

(43) 公開日 平成16年10月28日(2004.10.28)

(51) Int. Cl. 7

A61B 1/04
A61B 1/06
H04N 5/225
H04N 7/18

F I

A61B 1/04 370
A61B 1/06 B
H04N 5/225 C
H04N 7/18 M

テーマコード(参考)

4C061
5C022
5C054

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2003-94999 (P2003-94999)
(22) 出願日 平成15年3月31日(2003.3.31)

(71) 出願人 000000527
ペンタックス株式会社
東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(74) 代理人 100078880
弁理士 松岡 修平
(72) 発明者 谷 信博
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
Fターム(参考) 4C061 BB01 CC06 LL02 SS11
5C022 AA09 AC41 AC69
5C054 AA05 CC02 HA12

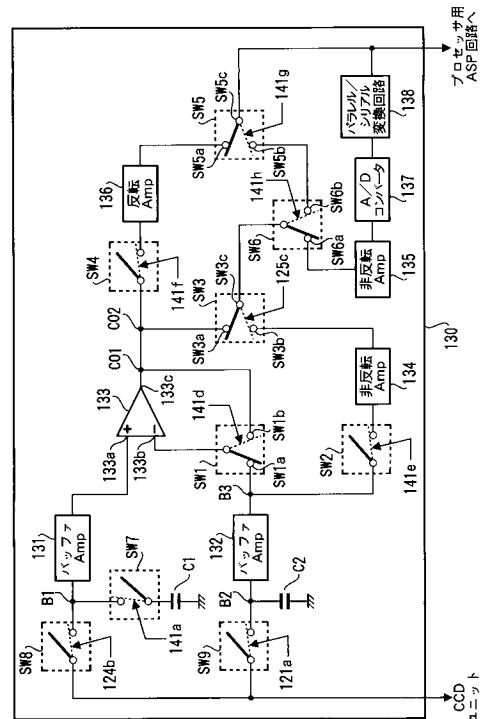
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡と光源と画像処理手段を備えた電子内視鏡装置であって、画像処理手段のサンプルホールド方式の差異に関わらず接続可能な電子内視鏡を備えた電子内視鏡装置を提供することである。

【解決手段】 電子内視鏡が画像処理手段の種別を検出する検出手段と、検出手段の検出結果に応じた画像信号を生成する画像信号生成手段と、を有する構成として、上記問題を解決した。また、画像信号生成手段が、電子内視鏡のCCDからの出力信号を複数の方法のいずれかでサンプルホールド可能なアナログシグナルプロセッサ回路と、検出手段の検出結果から複数の方法のいずれを用いるかを選択する選択手段と、選択手段によって選択された方法でサンプルホールドが行なわれるようアナログシグナルプロセッサ回路を制御する制御手段と、を有する構成として、上記問題を解決した。

【選択図】 図12



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子内視鏡と、
 前記電子内視鏡の観察対象に照明光を照射可能な光源と、
 前記電子内視鏡からの画像信号を処理してビデオ信号を出力する画像処理手段と、
 を有する電子内視鏡装置であって、
 前記電子内視鏡が、
 前記画像処理手段の種別を検出する検出手段と、
 前記検出手段の検出結果に応じた前記画像信号を生成する、画像信号生成手段と、
 を有することを特徴とする、電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記画像信号生成手段は、
 前記電子内視鏡の CCD からの出力信号を複数の方法のいずれかでサンプルホールド可能なアナログシグナルプロセッサ回路と、
 前記検出手段の検出結果から前記複数の方法のいずれを用いるかを選択する選択手段と、
 前記選択手段によって選択された方法でサンプルホールドが行なわれるよう、前記アナログシグナルプロセッサ回路を制御する制御手段と、
 を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記複数の方法は、相関 2 重サンプリングを行なった後に反転アンプによる増幅を行なう
 第 1 の方法を含むことを特徴とする、請求項 1 または請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記画像処理手段が、前記電子内視鏡からの画像信号をシングルサンプルホールド回路、
 反転アンプ、A/D コンバータ、DSP で順次処理する構成である場合は、前記選択手段
 は前記第 1 の方法を選択することを特徴とする、請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記複数の方法は、デュアル・シングルサンプリングを行なう第 2 の方法を含むことを特
 徴とする、請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記画像処理手段が、前記電子内視鏡からの画像信号をダブルサンプルホールド回路、非
 反転アンプ、A/D コンバータ、DSP で順次処理する構成である場合は、前記選択手段
 は前記第 2 の方法を選択することを特徴とする、請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

30

【請求項 7】

前記複数の方法は、相関 2 重サンプリングを行なう第 3 の方法を含むことを特徴とする、
 請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記画像処理手段が、前記電子内視鏡からの画像信号を非反転アンプ、A/D コンバータ
 、DSP で順次処理する構成である場合は、前記選択手段は前記第 3 の方法を選択するこ
 とを特徴とする、請求項 7 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 9】

前記複数の方法は、相関 2 重サンプリング、非反転アンプによる増幅、A/D コンバータ
 による離散化、パラレル/シリアル変換回路を順次行なう、第 4 の方法を含むことを特徴
 とする、請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

40

【請求項 10】

前記画像処理手段が、前記電子内視鏡からの画像信号をシリアル/パラレル変換回路、D
 SP で順次処理する構成である場合は、前記選択手段は前記第 4 の方法を選択することを
 特徴とする、請求項 9 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 11】

前記複数の方法は、ボルテージフォロア動作を行なう、第 5 の方法を含むことを特徴とす
 る、請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

50

【請求項 1 2】

前記画像処理手段が、前記電子内視鏡からの画像信号を相関 2 重サンプルホールド回路、非反転アンプ、A / D コンバータ、DSP で順次処理する場合は、前記選択手段は前記第 5 の方法を選択することを特徴とする、請求項 1 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 3】

前記検出手段は、前記画像処理手段から送信される機種情報を用いて前記画像処理手段の種別を検出することを特徴とする、請求項 1 から請求項 1 2 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】**

10

【発明の属する技術分野】

本発明は、電子内視鏡と光源と画像処理手段を備えた電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【特許文献 1】特開平 7 - 2 8 9 5 0 8 号

【従来技術】

近年、ファイバースコープに代わって、対物光学系にて結像された光学像を CCD で撮像する電子内視鏡が広く利用されている。通常、電子内視鏡は、電子内視鏡用プロセッサと共に使用される。電子内視鏡用プロセッサは、光源装置と画像処理手段を組み合わせたものである。

【0003】

20

光源装置は電子内視鏡のライトガイドに照明光を供給する。照明光はライトガイドを通過して電子内視鏡の挿入管先端部より放射され、先端部周囲を照明する。また、画像処理手段は、電子内視鏡から得られた画像信号に様々な処理を施した後、NTSC 信号等のビデオ信号に変換し、モニタやビデオプリンタ等の出力装置に出力する。

【0004】

画像処理手段による画像処理の手法は、電子内視鏡の用途に応じて様々な種類のものが利用されている。例えば、特許文献 1 に記載されたもののようなシングルサンプルホールド方式によるサンプリングを用いたものや、ダブルサンプルホールド方式によるサンプリングを用いたもの等がある。

【0005】

30

電子内視鏡から出力される画像信号の種類は、画像処理手段による画像処理の手法、特にサンプルホールド方式によって決まる。従来電子内視鏡装置に於いては、電子内視鏡は特定の電子内視鏡用プロセッサ専用のもとなり、他のプロセッサと共有することができなかった。

【0006】**【発明が解決しようとする課題】**

上記の問題を解決するため、本発明は、電子内視鏡用プロセッサのサンプルホールド方式の差異に関わらず接続可能な電子内視鏡を備えた電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0007】

40

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するため、本発明の電子内視鏡装置は、電子内視鏡が画像処理手段の種別を検出する検出手段と、検出手段の検出結果に応じた画像信号を生成する画像信号生成手段と、を有する。

【0008】

従って、本発明によれば、電子内視鏡は、プロセッサの内蔵する画像処理手段のサンプルホールド方式に応じた画像信号を出力可能となるので、プロセッサの種類に関わらず電子内視鏡を使用することができるようになる。

【0009】**【発明の実施の形態】**

50

以下に、本発明の実施の形態を図面を用いて詳細に説明する。図1は、本発明の実施の形態の内視鏡装置を模式的に示したものである。本実施形態の内視鏡装置1は、電子内視鏡（電子スコープ）100と、電子内視鏡用プロセッサ200と、モニタ300と、を有する。電子内視鏡100は、対物光学系101と、ライトガイド（光ファイババンドル）102と、CCDユニット110と、CCDドライブ回路120と、内視鏡用アナログシグナルプロセッサ（ASP）回路130と、プロセッサ検出回路140と、を有する。電子内視鏡用プロセッサ200は、MPU201と、光源ユニット202と、デジタルシグナルプロセッサ（DSP）203と、メモリ204と、D/Aコンバータ206と、プロセッサ用ASP回路210と、クロック発生回路207と、を有する。

【0010】

光源ユニット202は、電子内視鏡100の観察対象である生体を照射する為の照明光を生成する。光源ユニット202は、所謂面順次方式によって、照明光の種類を周期的に切り換える。すなわち、光源ユニット202は、赤色光（R）と、緑色光（G）と、青色光（B）と、を所定時間おきに切り換える。なお、光源ユニット202が照明光の種類を切り換える周期は、MPU201によって制御される。

【0011】

照明光は、ライトガイド102のライトガイド基端102aに入射する。ライトガイド基端102aに入射した照明光は、ライトガイド102を通過して、ライトガイド102のライトガイド遠位端102bから放射される。ライトガイド遠位端102bは、電子内視鏡100の挿入管103の挿入管先端103aに配置されている。従って、挿入管先端103a近傍の生体Bは照明光によって照射される。

【0012】

照明された生体Bは、対物光学系101、CCDユニット110によって撮像される。CCDドライブ回路120がCCDユニット110に制御パルスを送信することによって、上記撮像が行なわれるタイミングは制御される。また、クロック発生回路207が生成するクロックを用いて、CCDドライブ回路120は制御パルスを生成する。なお、CCDユニット110による撮像方法については後述する。

【0013】

CCDユニット110の出力、すなわち撮像された生体Bの画像信号は、内視鏡用ASP回路130からプロセッサ用ASP回路210に送られる。

【0014】

プロセッサ用ASP回路210は、内視鏡用ASP回路130から送信された画像信号を処理してデジタル画像信号に変換する。デジタル画像信号は、DSP203に送られる。

【0015】

DSP203は、デジタル画像信号を処理してデジタル画像データを生成する。また、DSP203は、生成されたデジタル画像データに補正等の処理を加える。補正等の処理を加えられたデジタル画像データはメモリ204に保存される。DSP203はRGB各色のデジタル画像データを、それぞれメモリ204の異なる領域に保存する。

【0016】

また、DSP203は、メモリ204からRGB各色のデジタル画像データを読み出して合成してカラーデジタル画像データを生成する。カラーデジタル画像データは、D/Aコンバータ206に送られる。D/Aコンバータ206は、カラーデジタル画像データをアナログ化してアナログ画像信号とし、ビデオエンコーダ（不図示）にてこのアナログ画像信号をアナログビデオ信号に変換する。アナログビデオ信号は、モニタ300に送られる。

【0017】

以上のプロセスによって、CCDユニット110によって撮像された映像がモニタ300上に表示されるようになる。なお、DSP203、プロセッサ用ASP回路210、D/Aコンバータ206による各種処理は、MPU201によって制御される。また、メモリ204は、MPU201のワークメモリとしても使用される。

10

20

30

40

50

【0018】

クロック発生回路207は、MPU201、DSP203、プロセッサ用ASP回路210、およびD/Aコンバータ206に垂直同期信号及び水平同期信号を供給する。MPU201は、光源ユニット202を制御するための制御信号を垂直同期信号及び水平同期信号を用いて生成する。すなわち、この制御信号によって、光源ユニット202による照明光の切り替えタイミングと、CCDユニット110による1フィールド分の画像の撮像開始はともに、垂直同期信号及び水平同期信号に同期するようになる。また、DSP203は、プロセッサ用ASP回路210の生成するデジタル画像信号のどの部分が1フィールドに相当するのかを、垂直同期信号及び水平同期信号を用いて判断する。

【0019】

本実施形態のCCDユニット110の構造を図2に示す。本実施形態のCCDユニット110はフレームトランスファー型CCD111と、電荷検出アンプ(FDA)112と、バッファBと、を有する。フレームトランスファー型CCD111は、受光部111aと、水平転送CCD(HCCD)111b、第1垂直転送パルス入力端子IV1、第2垂直転送パルス入力端子IV2、第1水平転送パルス入力端子IH1、第2水平転送パルス入力端子IH2、を有する。

【0020】

受光部111aには、対物光学系101(図1)による光学像が結像する。また、図2に示されるように、受光部111aには受光セル111dが垂直方向(図2上下方向)M行、水平方向N列の格子状に配列されている。HCCD111bは、受光部111aの水平方向に延びる一辺111f(図2中上端)に隣接して形成されている。

【0021】

HCCD111bには、N個の水平転送セル111eが水平方向に1列に並んでいる。水平転送セル111eのそれぞれは、受光部111aの一辺111f上に並ぶ受光セル111dを介して垂直方向の受光セル111d群の各列と1対1の関係を成している。また、HCCD111bの一端111g(図2中左端)に隣接する水平転送セル111eは、FDA112と接続されている。

【0022】

第1垂直転送パルス入力端子IV1、第2垂直転送パルス入力端子IV2、第1水平転送パルス入力端子IH1、第2水平転送パルス入力端子IH2には、CCDドライブ回路120(図1)からの転送パルスが送信される。第1垂直転送パルス入力端子IV1および第2垂直転送パルス入力端子IV2は、受光セル111dのそれぞれと接続されている。また、第1水平転送パルス入力端子IH1および第2水平転送パルス入力端子IH2は、水平転送セル111eのそれぞれと接続されている。

【0023】

図2に示したCCDユニット110において、第1垂直転送パルス入力端子IV1および第2垂直転送パルス入力端子IV2に垂直転送パルスが送られると、受光部111aの受光セル111d群のうち、受光部111aの一辺111f上に並ぶ受光セル以外の受光セル111dのそれぞれに蓄積された電荷は、その受光セルと垂直方向HCCD111b向きに隣接する受光セル111dに転送される。また、受光部111aの一辺111f上に並ぶ受光セル111dに蓄積された電荷は、水平転送セル111eに転送される。なお、本実施形態においては、2相転送電極方式により電荷が垂直方向に転送される構成となっているが、単相転送電極方式、3相転送電極方式、4相転送電極方式等、他の方式により電荷が垂直方向に転送される構成としてもよい。なお、これらの電荷の転送方式は公知であるため、説明は省略する。

【0024】

また、第1水平転送パルス入力端子IH1および第2水平転送パルス入力端子IH2に水平転送パルスが送られると、HCCD111bの水平転送セル111e群のうち、HCCD111bの一端111gに隣接する水平転送セル以外の水平転送セル111eのそれぞれに転送され蓄積された電荷は、その水平転送セル111eと水平方向FDA112向き

10

20

30

40

50

に隣接する水平転送セル 1 1 1 e に転送される。また、H C C D 1 1 1 b の一端 1 1 1 g に隣接する水平転送セル 1 1 1 e に転送され蓄積された電荷は、F D A 1 1 2 に移動する。なお、本実施形態においては、2 相転送電極方式により電荷が垂直方向に転送される構成となっているが、単相転送電極方式、3 相転送電極方式、4 相転送電極方式等、他の方式により電荷が水平方向に転送される構成としてもよい。

【0025】

F D A 1 1 2 に転送された電荷は、リセットパルスが入るまで、水平転送パルスが送られるごとに加算蓄積され続ける。また、F D A 1 1 2 は、蓄積された電荷を電圧信号に変換する。リセットパルスが入力されると、F D A 1 1 2 に蓄積された電荷が放電されて、F D A 1 1 2 の出力する信号電圧がリセットされる。バッファ B は、F D A 1 1 2 の出力する電圧信号を内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 (図 1) に出力する。

10

【0026】

図 2 に示されるように、本実施形態の C C D 1 1 1 はフレームトランスファー型の C C D であるが、フレームトランスファー型 C C D の代わりにインターライントランスファー型 C C D を使用する構成としてもよい。

【0027】

C C D ユニット 1 1 0 の信号出力の特性を以下に説明する。

【0028】

本実施形態においては、第 1 垂直転送パルス入力端子 I V 1 と第 2 垂直転送パルス入力端子 I V 2 に 1 回ずつパルスを送って電荷を 1 段 H C C D 1 1 1 b に向かって移動させ、次いで第 1 水平転送パルス入力端子 I H 1 と第 2 水平転送パルス入力端子 I H 2 にパルスを複数回送って H C C D 1 1 1 b の電荷を F D A 1 1 2 に送り込む構成となっている。同様に、第 1 垂直転送パルス入力端子 I V 1 と第 2 垂直転送パルス入力端子 I V 2 に 1 回ずつパルスを送った後に、リセットパルスを F D A 1 1 2 に複数回送ることにより、C C D ユニット 1 1 0 から内視鏡用 A S P 1 3 0 に出力信号が送られる。

20

【0029】

上記のように第 1 垂直転送パルス入力端子 I V 1 と第 2 垂直転送パルス入力端子 I V 2 にパルスを入力すると、水平転送セル 1 1 1 e (図 2) の各々には受光セル 1 1 1 d の 1 個分の電荷が転送される。

【0030】

図 3 は、C C D ユニット 1 1 0 に入力される水平転送パルスと、リセットパルスと、C C D ユニット 1 1 0 の信号出力との関係を示すタイムチャートである。

30

【0031】

図 3 において、R は、F D A 1 1 2 に送られるリセットパルスのタイムチャートである。H 1 は、第 1 水平転送パルス入力端子 I H 1 に送られる水平転送パルスのタイムチャートである。H 2 は、第 2 水平転送パルス入力端子 I H 2 に送られる水平転送パルスのタイムチャートである。V o u t は、バッファ B から出力される信号出力である。

【0032】

図 3 に示されるように、リセットパルスが入力されると、信号出力 V o u t は上昇する。次いで、リセットパルスが立ち下ると、信号出力 V o u t は基準電圧 V E 付近まで低下する。このときの信号出力 V o u t は、定数である基準電圧 V E にリセット雑音 V r n が加わったレベル V f である。信号出力 V o u t の値は、第 1 水平転送パルス入力端子 I H 1 にパルスが入力されるまで一定値を保つ。

40

【0033】

次いで、第 1 水平転送パルス入力端子 I H 1 にパルスが入力されると、信号出力 V o u t は負の方向に変動する。このときの信号出力 V o u t は、基準電圧 V E にリセット雑音 V r n が加わり、さらにそこから F D A 1 1 2 に蓄積された電荷に応じた出力 V s を引いた値 V r である。従って、F D A 1 1 2 に蓄積された電荷に応じた出力 V s は、V f と V r の差分を取ることによって算出される。

【0034】

50

上記タイムチャートにおいては、第1水平転送パルス入力端子IH1へのパルス1回につき、リセットパルスが1回入力されるようになっている。従って、図3におけるVsは、1個の水平転送セル111eに蓄積された電荷に相当する出力値である。さらに、水平転送セル111eの各々には受光セル111dの1個分の電荷が転送されているので、図3におけるVsは、1個の受光セル111dに蓄積された電荷に相当する出力である。

【0035】

プロセッサ用ASP回路210の構成は、電子内視鏡用プロセッサ200の種類によって異なる。以下、プロセッサ用ASP回路210の構成につき説明する。

【0036】

図4は、第1のタイプのプロセッサ用ASP回路210Aの構成を示すブロック図である。第1のタイプのプロセッサ用ASP回路210Aは、シングルサンプルホールド回路SSHと、反転アンプRAと、A/DコンバータADを有する。

10

【0037】

内視鏡用ASP回路130からの出力は、シングルサンプルホールド回路SSHに入力される。シングルサンプルホールド回路SSHは、MPU201から送られるシングルサンプリングパルスを用いて内視鏡用ASP回路130からの出力をシングルサンプルホールド方式でサンプリングし、そのサンプリング結果を反転アンプRAに送る。

【0038】

反転アンプRAは、シングルサンプルホールド回路SSHの出力の位相を反転し、更に増幅してA/DコンバータADに送る。

20

【0039】

A/DコンバータADは、反転アンプRAの出力を離散化してDSP203が処理可能な形式にする。離散化されたデータはDSP203に送られる。

【0040】

シングルサンプルホールド回路SSHの構成を以下に説明する。図5は、シングルサンプルホールド回路SSHのブロック図である。

【0041】

シングルサンプルホールド回路SSHは、サンプルホールド回路SHとバッファアンプBAを有する。サンプルホールド回路SHには、内視鏡用ASP回路130からの出力と、MPU201からのシングルサンプリングパルスと、が入力される。サンプルホールド回路SHは、シングルサンプリングパルスが入力された時の内視鏡用ASP回路130からの出力を、次のシングルサンプリングパルスが入力されるまで保持(ホールド)し、バッファアンプBAに送る。バッファアンプBAは、サンプルホールド回路SHの出力を反転アンプRA(図2)に送る。

30

【0042】

従って、第1のタイプのプロセッサ用ASP回路210Aを使用した場合は、内視鏡用ASP130の出力が-Vs(図3参照)である必要がある。

【0043】

図6は、第2のタイプのプロセッサ用ASP回路210Bの構成を示すブロック図である。第2のタイプのプロセッサ用ASP回路210Bは、ダブルサンプルホールド回路DSHと、非反転アンプNRAと、A/DコンバータADを有する。

40

【0044】

内視鏡用ASP回路130からの出力は、ダブルサンプルホールド回路DSHに入力される。ダブルサンプルホールド回路DSHは、MPU201から送られるダブルサンプリングパルスを用いて内視鏡用ASP回路130からの出力をダブルサンプルホールド方式でサンプリングし、そのサンプリング結果を非反転アンプNRAに送る。

【0045】

非反転アンプNRAは、ダブルサンプルホールド回路DSHの出力の位相を反転せずに増幅してA/DコンバータADに送る。

【0046】

50

A/DコンバータADは、反転アンプRAの出力を離散化してDSP203が処理可能な形式にする。離散化されたデータはDSP203に送られる。

【0047】

ダブルサンプルホールド回路DSHの構成を以下に説明する。図7は、ダブルサンプルホールド回路DSHのブロック図である。

【0048】

ダブルサンプルホールド回路DSHは、第1のサンプルホールド回路SH1と、第2のサンプルホールド回路SH2と差動アンプDAを有する。第1のサンプルホールド回路SH1には、内視鏡用ASP回路130からの出力と、MPU201からの第1のサンプリングパルスと、が入力される。第2のサンプルホールド回路SH2には、内視鏡用ASP回路130からの出力と、MPU201からの第2のサンプリングパルスと、が入力される。第1のサンプルホールド回路SH1は、第1のサンプリングパルスが入力された時の内視鏡用ASP回路130からの出力を、次の第1のサンプリングパルスが入力されるまで保持(ホールド)し、差動アンプDAに送る。また、第2のサンプルホールド回路SH2は、第2のサンプリングパルスが入力された時の内視鏡用ASP回路130からの出力を、次の第2のサンプリングパルスが入力されるまで保持(ホールド)し、差動アンプDAに送る。差動アンプDAは、第1のサンプルホールド回路SH1の出力と、第2のサンプルホールド回路SH2の出力と、の差分を増幅して、反転アンプRA(図2)に送る。

10

【0049】

第1のサンプリングパルスと第2のサンプリングパルスとは、所定周期(ドットクロックの逆数の1/2)で交互に入力される。

20

【0050】

従って、第2のタイプのプロセッサ用ASP回路210Bを使用した場合は、第1のサンプリングパルスが入力された時の内視鏡用ASP130の出力と、第2のサンプリングパルスが入力された時の内視鏡用ASP130の出力と、の差分がVs(図3参照)である必要がある。

【0051】

図8は、第3のタイプのプロセッサ用ASP回路210Cの構成を示すブロック図である。第3のタイプのプロセッサ用ASP回路210Cは、非反転アンプNRAと、A/DコンバータADを有する。

30

【0052】

内視鏡用ASP回路130からの出力は、非反転アンプNRAに送られる。非反転アンプNRAは、内視鏡用ASP回路130からの出力の位相を反転せずに増幅してA/DコンバータADに送る。

【0053】

A/DコンバータADは、反転アンプRAの出力を離散化してDSP203が処理可能な形式にする。離散化されたデータはDSP203に送られる。

【0054】

従って、第3のタイプのプロセッサ用ASP回路210Cを使用した場合は、内視鏡用ASP回路130からの出力がVs(図3参照)である必要がある。

40

【0055】

図9は、第4のタイプのプロセッサ用ASP回路210Dの構成を示すブロック図である。第4のタイプのプロセッサ用ASP回路210Dは、シリアル/パラレル変換回路SPを有する。

【0056】

内視鏡用ASP回路130からの出力は、シリアル/パラレル変換回路SPに送られる。シリアル/パラレル変換回路SPは、内視鏡用ASP回路130からの出力をパラレル変換してDSP203に送る。

【0057】

従って、第4のタイプのプロセッサ用ASP回路210Dを使用した場合は、内視鏡用A

50

S P回路130からの出力が離散化されたデジタルシリアル信号である必要がある。

【0058】

図10は、第5のタイプのプロセッサ用ASP回路210Eの構成を示すブロック図である。第5のタイプのプロセッサ用ASP回路210Eは、相関2重サンプルホールド回路CDSHと、非反転アンプNRAと、A/DコンバータADを有する。

【0059】

内視鏡用ASP回路130からの出力は、相関2重サンプルホールド回路CDSHに入力される。相関2重サンプルホールド回路CDSHは、MPU201から送られるサンプリングパルスを用いて内視鏡用ASP回路130からの出力を相関2重サンプルホールド方式でサンプリングし、そのサンプリング結果を非反転アンプNRAに送る。

10

【0060】

非反転アンプNRAは、相関2重サンプルホールド回路CDSHの出力の位相を反転せずに増幅してA/DコンバータADに送る。

【0061】

A/DコンバータADは、反転アンプRAの出力を離散化してDSP203が処理可能な形式にする。離散化されたデータはDSP203に送られる。

【0062】

相関2重サンプルホールド回路CDSHは、第2のタイプのプロセッサ用ASP回路210Bのダブルサンプルホールド回路DSHと同様の構成であるが、第1のサンプルホールド回路SH1にMPU201からの第1のサンプリングパルスが入力されるタイミングと、第2のサンプルホールド回路SH2にMPU201からの第2のサンプリングパルスが入力されるタイミングとが、より高精度に制御される。

20

【0063】

すなわち、第1のサンプリングパルスはリセットパルスが立ち下がった直後に入力され、また第2のサンプリングパルスは次のリセットパルスが立ち下がる寸前に入力される。

【0064】

従って、第5のタイプのプロセッサ用ASP回路210Eを使用した場合は、内視鏡用ASP130の出力はCCDユニット110の出力がそのままスルーされる必要がある。

【0065】

以上の5種類のタイプのプロセッサ用ASP回路210に対応するための、電子内視鏡100の構成を以下に説明する。

30

【0066】

図11は、CCDドライブ回路120とプロセッサ検出回路140のブロック図である。

【0067】

CCDドライブ回路120は、サンプルホールドパルス発生回路121と、CCD駆動パルス発生回路122と、CCDドライバ回路123と、第1のロジック回路124と、第2のロジック回路125と、を有する。また、プロセッサ検出回路140は、CPU141を有する。

【0068】

CPU141は、第1～第8の信号出力端141a～141hを有する。サンプルホールドパルス発生回路121は、第9の信号出力端121aを有する。第1のロジック回路124は第1の信号入力端124aと第10の信号出力端124bを有する。第2のロジック回路125は、第2の信号入力端125aと、第3の信号入力端125bと、第11の信号出力端125cを有する。

40

【0069】

第1の信号出力端141aと第1の信号入力端124a、第2の信号出力端141bと第2の信号入力端125a、第3の信号出力端141cと第3の信号入力端125bはそれぞれ接続されている。第3～第8の出力信号端141c～141hは、それぞれ内視鏡用ASP回路130の第1のスイッチSW1、第2のスイッチSW2、第4のスイッチSW4、第5のスイッチSW5、第6のスイッチSW6、に接続されている。また、第1の信

50

号出力端 1 4 1 a は内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 の第 7 のスイッチ S W 7 に接続されている。第 9 の信号出力端 1 2 1 a は内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 の第 9 のスイッチ S W 9 に接続されている。第 1 0 の信号出力端 1 2 4 b は内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 の第 8 のスイッチ S W 8 に接続されている。第 1 1 の信号出力端 1 2 5 c は内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 の第 3 のスイッチ S W 3 に接続されている。(S W 1 ~ S W 9 については後述)

【 0 0 7 0 】

また、電子内視鏡用プロセッサ 2 0 0 の M P U 2 0 1 は、プロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 のサンプルホールド方式を報知するための信号を C P U 1 4 1 に送信する。また、クロック発生回路 2 0 7 によって生成されるクロックは、サンプルホールドパルス発生回路 1 2 1 および C C D 駆動パルス発生回路 1 2 3 に送られる。

10

【 0 0 7 1 】

C C D 駆動パルス発生回路 1 2 3 は、入力されたクロックから C C D 駆動用のパルスを生じ、C C D ドライバ回路 1 2 2 に送信する。C C D ドライバ回路 1 2 2 はこのパルスを適切なタイミングで C C D ユニット 1 1 0 に送信することによって、C C D ユニット 1 1 0 を制御する。

【 0 0 7 2 】

サンプルホールドパルス発生回路 1 2 1 は、入力されたクロックから第 2 のサンプルホールドパルス S H 2 を生成し、第 1 のロジック回路 1 2 4 及び第 2 のロジック回路 1 2 5 に送信する。第 2 のサンプルホールドパルス S H P 2 は、リセットパルス (図 3 参照) の立ち上がりの直前のみ「 H i g h 」となり、それ以外の時は「 L o w 」であるような信号である。

20

【 0 0 7 3 】

第 1 のロジック回路 1 2 4 (図 1 1) の動作を以下に説明する。

【 0 0 7 4 】

第 1 0 の信号出力端 1 2 4 b から出力される信号は、第 1 の信号入力端 1 2 4 a に入力される信号によって決まる。第 1 の信号入力端 1 2 4 a に入力される信号と第 1 0 の信号出力端 1 2 4 b から出力される信号との対応を表 1 に示す。

【 0 0 7 5 】

【 表 1 】

124a	124b
High	SHP1
Low	Low

30

【 0 0 7 6 】

表 1 に示されるように、第 1 の信号入力端 1 2 4 a に入力される信号が「 H i g h 」であれば、第 1 0 の信号出力端 1 2 4 b から出力される信号は、第 1 のサンプルホールドパルス S H P 1 となる。第 1 のサンプルホールドパルス S H P 1 は、リセットパルス (図 3 参照) の立下りの直後のみ「 H i g h 」となり、それ以外の時は「 L o w 」であるような信号である。また、第 1 の信号入力端 1 2 4 a に入力される信号が「 L o w 」であれば、第 1 0 の信号出力端 1 2 4 b から出力される信号は「 L o w 」となる。

40

【 0 0 7 7 】

第 2 のロジック回路 1 2 5 の動作を以下に説明する。

【 0 0 7 8 】

第 1 1 の信号出力端 1 2 5 c から出力される信号は、第 2 の信号入力端 1 2 5 a および第 3 の信号入力端 1 2 5 b に入力される信号によって決まる。第 2 の信号入力端 1 2 5 a および第 3 の信号入力端 1 2 5 b に入力される信号と、第 1 1 の信号出力端 1 2 4 c から出力される信号との対応を表 2 に示す。

【 0 0 7 9 】

50

【表 2】

125a	125b	125c
High	---	H/L
Low	High	High
Low	Low	Low

【0080】

10

表 2 に示されるように、第 2 の信号入力端 125a に入力される信号が「High」であれば、第 3 の信号入力端 125b に入力される信号に関わらず、第 11 の信号出力端 125c から出力される信号は、「High」と「Low」が所定のタイミングで切り換わるような信号となる。すなわち、第 10 の出力信号端 124b から第 8 のスイッチ SW8 に入力される信号が「Low」から「High」に切り換わるタイミングで、第 11 の信号出力端 125c から出力される信号は「Low」から「High」に切り換わる。また、第 9 の出力信号端 121a から第 9 のスイッチ SW9 に入力される信号が「Low」から「High」に切り換わるタイミングで、第 11 の信号出力端 125c から出力される信号は「High」から「Low」に切り換わる。また、第 2 の信号入力端 125a に入力される信号が「Low」であり、かつ第 3 の信号入力端 125b に入力される信号が「High」であれば、第 11 の信号出力端 125c から出力される信号は「High」となる。また、第 2 の信号入力端 125a に入力される信号が「Low」であり、かつ第 3 の信号入力端 125b に入力される信号が「Low」であれば、第 11 の信号出力端 125c から出力される信号は「Low」となる。

20

【0081】

内視鏡用 ASP 回路 130 の構成を以下に説明する。図 12 は、内視鏡用 ASP 回路 130 のブロック図である。

【0082】

内視鏡用 ASP 回路 130 は、第 1 のバッファアンプ 131 と、第 2 のバッファアンプ 132 と、差動アンプ 133 と、第 1 の非反転アンプ 134 と、第 2 の非反転アンプ 135 と、反転アンプ 136 と、A/D コンバータ 137 と、パラレル/シリアル変換回路 138 と、を有する。また、内視鏡用 ASP 回路 130 は、第 1 のスイッチ SW1、第 2 のスイッチ SW2、第 3 のスイッチ SW3、第 4 のスイッチ SW4、第 5 のスイッチ SW5、第 6 のスイッチ SW6、第 7 のスイッチ SW7、第 8 のスイッチ SW8、第 9 のスイッチ SW9 を有する。

30

【0083】

CCD ユニット 110 の出力は第 8 のスイッチ SW8 及び第 9 のスイッチ SW9 に接続されている。第 10 の信号出力端 124b から第 8 のスイッチ SW8 に送られる信号が「High」であれば CCD ユニット 110 の出力が第 1 のバッファ回路 131 に送られるようになり（図中実線部、他のスイッチについても同様）、「Low」であれば CCD ユニット 110 の出力は第 1 のバッファ回路 131 に送られない（図中破線部、他のスイッチについても同様）。

40

【0084】

第 8 のスイッチ SW8 と第 1 のバッファアンプ 131 との間の配線は第 1 の分岐点 B1 で分岐して第 7 のスイッチ SW7 の一端に接続されている。第 1 の信号出力端 141a から第 7 のスイッチ SW7 に送られる信号が「High」であれば第 1 の分岐点 B1 と第 1 のコンデンサ C1 の一端とが導通する。第 1 のコンデンサ C1 の他端は接地されている。第 1 の信号出力端 141a から第 7 のスイッチ SW7 に送られる信号が「Low」であれば第 1 のコンデンサ C1 は第 1 の分岐点 B1 から遮断される。第 1 の分岐点 B1 と第 1 のコンデンサ C1 の一端とが導通している時に第 8 のスイッチ SW8 に送られる信号が「Lo

50

w」から「High」に切り換わると、切り換わった時のCCDユニット110の出力がホールドされて第1のバッファアンプ131に送られる。すなわち、第1の分岐点B1と第1のコンデンサC1の一端とが導通している時は、第8のスイッチSW8と、第7のスイッチSW7と第1のコンデンサC1は、第8のスイッチSW8に送られる信号をクランプパルスとするサンプルホールド回路として機能する。一方、第1のコンデンサC1が第1の分岐点B1から遮断されているときは、この回路はCCDユニット110の出力をそのまま第1のバッファアンプ131に送る。第1のバッファアンプ131は、入力された信号を差動アンプ133の入力端(正)133aに送る。

【0085】

第9の信号出力端121aから第9のスイッチSW9に送られる信号が「High」であればCCDユニット110の出力が第2のバッファ回路132に送られるようになり、「Low」であればCCDユニット110の出力は第2のバッファアンプ132に送られない。第9のスイッチSW9と第1のバッファアンプ131との間の配線は第2の分岐点B2で分岐して第2のコンデンサC2に接続される。第2のコンデンサC2の他端は接地されている。第9のスイッチSW9と第2のコンデンサC2は、第9のスイッチSW9に送られる信号をクランプパルスとするサンプルホールド回路として機能する。第2のバッファアンプ132は、入力された信号を第3の分岐点B3に送る。

【0086】

第3の分岐点B3で、配線は第1のスイッチSW1の第1の切換端SW1aに向かうものと第2のスイッチSW2に向かうものとに分岐する。

【0087】

第1のスイッチSW1は、差動アンプ133の入力端(負)133bの導通先を第1の切換端SW1aか第2の切換端SW1bのいずれにするのかを切り換える切換スイッチである。第4の信号出力端141dから第1のスイッチSW1に送られる信号が「High」であれば差動アンプ133の入力端(負)133bと第1の切換端SW1aが導通する。このとき、差動アンプ133は第1のバッファアンプ131と第2のバッファアンプ132の出力の差分を取って差動アンプ133の出力端133cから出力する。

【0088】

また、差動アンプ133の出力端133cは第4のスイッチSW4に接続されている。差動アンプ133の出力端133cから第4のスイッチSW4に向かう配線には、第1の合流点CO1が配設されている。第1の合流点CO1は、第1のスイッチSW1の第2の切換端SW1bと接続されている。第4の信号出力端141dから第1のスイッチSW1に送られる信号が「Low」であれば、差動アンプ133の入力端(負)133bと第2の切換端SW1bが、第1の合流点CO1を介して導通する。従って、このときは、差動アンプ133は第1のバッファアンプ131の出力をそのまま出力するバッファアンプとして機能する。

【0089】

第5の信号出力端141eから第2のスイッチSW2に送られる信号が「Low」であれば、第2のバッファアンプ132からの出力が第1の非反転アンプ134に入力されるようになる。第5の信号出力端141eから第2のスイッチSW2に送られる信号が「High」であれば、第2のバッファアンプ132からの出力は第1の非反転アンプ134に入力されない。

【0090】

第1の非反転アンプ134の出力は、第3のスイッチSW3の第4の切換端SW3bに接続されている。第3のスイッチSW3は、第1の合流点CO1と第4のスイッチSW4の間に配設された第2の合流点CO2に接続された第3の切換端SW3aか第4の切換端SW3bのいずれかが、第3のスイッチSW3の出力端SW3cと導通するのかを切り換える切換スイッチである。第11の信号出力端125cから第3のスイッチSW3に送られる信号が「High」であれば第3の切換端SW3aと出力端SW3cが導通する。第11の信号出力端125cから第3のスイッチSW3に送られる信号が「Low」であれば

第4の切換端SW3bと出力端SW3cが導通する。第3のスイッチSW3の出力端SW3cは、第6のスイッチSW6の入力端SW6cと接続している。

【0091】

第6のスイッチSW6は、その入力端SW6cの導通先を第5の切換端SW6aか第6の切換端SW6bのいずれにするのかを切り換える切換スイッチである。第8の信号出力端141hから第6のスイッチSW6に送られる信号が「High」であれば、第6のスイッチSW6の入力端SW6cと第5の切換端SW6aが導通する。第5の切換端SW6aは、第2の非反転アンプ135と接続されている。

【0092】

第2の非反転アンプ135に入力された信号は、第2の非反転アンプ135によって増幅される。第2の非反転アンプ135の出力は、A/Dコンバータ137によって離散化され、A/Dコンバータ137からはパラレルデジタル信号が出力される。A/Dコンバータ137の出力であるパラレルデジタル信号は、パラレル/シリアル変換回路138に入力される。パラレル/シリアル変換回路138は、入力されたパラレルデジタル信号をシリアルデジタル信号に変換する。パラレル/シリアル変換回路138の出力であるシリアルデジタル信号は、プロセッサ用ASP回路210に送られる。

【0093】

一方、第8の信号出力端141hから第6のスイッチSW6に送られる信号が「Low」であれば、第6のスイッチSW6の入力端SW6cと第6の切換端SW6bが導通する。第6の切換端SW6bは、スイッチSW5の第8の切換端SW5bと接続されている。

【0094】

第6の信号出力端141fから第4のスイッチSW4に送られる信号が「Low」であれば、差動アンプ133の出力端133cと反転アンプ136が導通する。第6の信号出力端141fから第4のスイッチSW4に送られる信号が「High」であれば、反転アンプ136は差動アンプ133の出力端133cから遮断される。

【0095】

反転アンプ136は、入力された信号を逆位相に変換し、更に増幅する。反転アンプ136の出力は、第5のスイッチSW5の第7の切換端SW5aに送られる。

【0096】

第5のスイッチSW5は、第7の切換端SW5aか第8の切換端SW5bのいずれかが、第5のスイッチSW5の出力端SW5cと導通するのかを切り換える切換スイッチである。第7の信号出力端141gから第5のスイッチSW5に送られる信号が「Low」であれば第7の切換端SW5aと出力端SW5cが導通する。第7の信号出力端141gから第5のスイッチSW5に送られる信号が「High」であれば第8の切換端SW5bと出力端SW5cが導通する。第3のスイッチSW5の出力端SW5cから出力される信号は、プロセッサ用ASP回路210に送られる。

【0097】

以上のような構成の内視鏡装置1において、CPU141は検出されたプロセッサ用ASP回路210の種類に応じて表3に示す信号を生成し、信号出力端141a~141hから出力する。

【0098】

【表3】

10

20

30

40

ASP TYPE	信号出力端							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	High	Low	Low	High	High	Low	Low	---
2	High	High	Low	Low	Low	High	High	Low
3	High	Low	High	High	High	High	High	Low
4	High	Low	High	High	High	High	---	High
5	Low	Low	High	Low	---	High	High	High

10

【0099】

プロセッサ用ASP回路210が第1のタイプ210Aである場合は、内視鏡用ASP回路130は図13に示す回路を形成する。図13に示す回路においては、第8のスイッチSW8、第9のスイッチSW9第1のコンデンサC1、第2のコンデンサC2、第1のバッファ131、第2のバッファ132、差動アンプ133からなる回路は相関2重サンプリング回路CDSを形成する。差動アンプ133の出力は、反転アンプ136に入力されて逆位相に変換され、更に増幅される。反転アンプ136の出力は、プロセッサ用ASP回路210に送られる。

20

【0100】

以上のように、プロセッサ用ASP回路210が第1のタイプ210Aである場合は、相関2重サンプリング回路CDSと反転アンプ136によって、内視鏡用ASP130の出力が $-V_s$ （図3参照）になる。

【0101】

プロセッサ用ASP回路210が第2のタイプ210Bである場合は、内視鏡用ASP回路130は図14に示す回路を形成する。図14に示す回路においては、第8のスイッチSW8、第9のスイッチSW9第1のコンデンサC1、第2のコンデンサC2、第1のバッファ131、第2のバッファ132、差動アンプ133、第3のスイッチSW3からなる回路は、第2のタイプ210Bによるダブルサンプリングホールドに適した信号を生成する。すなわち、第11の信号出力端125cから第3のスイッチSW3に送られる信号が「High」である場合は、リセットパルス（図3）が立ち下がった直後のCCDユニット110からの出力 V_f が、第3のスイッチSW3の出力端SW3cから出力される。一方、第11の信号出力端125cから第3のスイッチSW3に送られる信号が「Low」である場合は、第1水平転送パルス入力端子IH1（図2）にパルスが送られたときのCCDユニット110からの出力 V_r が、第3のスイッチSW3の出力端SW3cから出力される。第3のスイッチSW3の出力端SW3cからの出力は、プロセッサ用ASP回路210に送られる。

30

【0102】

従って、プロセッサ用ASP回路210が第2のタイプ210Bである場合は、第1のサンプリングパルス（図7）が入力された時に内視鏡用ASP回路から送られる画像信号は V_f （図3）となる。また、第2のサンプリングパルス（図7）が入力された時に内視鏡用ASP回路から送られる画像信号は V_r （図3）となる。すなわち、第1のサンプリングパルスが入力された時の内視鏡用ASP130の出力と、第2のサンプリングパルスが入力された時の内視鏡用ASP130の出力と、の差分が V_s （図3）になる（デュアル・シングルサンプリング処理）。

40

【0103】

プロセッサ用ASP回路210が第3のタイプ210Cである場合は、内視鏡用ASP回路130は図15に示す回路を形成する。図15に示す回路においては、第8のスイッチ

50

SW 8、第 9 のスイッチ SW 9 第 1 のコンデンサ C 1、第 2 のコンデンサ C 2、第 1 のバッファ 1 3 1、第 2 のバッファ 1 3 2、差動アンプ 1 3 3 からなる回路は相関 2 重サンプリング回路 C D S を形成する。差動アンプ 1 3 3 の出力は、プロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 に送られる。

【 0 1 0 4 】

以上のように、プロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 が第 3 のタイプ 2 1 0 C である場合は、相関 2 重サンプリング回路 C D S によって、内視鏡用 A S P 1 3 0 の出力が V s (図 3 参照) になる。

【 0 1 0 5 】

プロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 が第 4 のタイプ 2 1 0 D である場合は、内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 は図 1 6 に示す回路を形成する。図 1 6 に示す回路においては、第 8 のスイッチ SW 8、第 9 のスイッチ SW 9 第 1 のコンデンサ C 1、第 2 のコンデンサ C 2、第 1 のバッファ 1 3 1、第 2 のバッファ 1 3 2、差動アンプ 1 3 3 からなる回路は相関 2 重サンプリング回路 C D S を形成する。差動アンプ 1 3 3 の出力は、第 2 の非反転アンプ 1 3 5、A / D コンバータ 1 3 7、パラレル / シリアル変換回路 1 3 8 にて順次処理された後、プロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 に送られる。

10

【 0 1 0 6 】

以上のように、第 4 のタイプのプロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 D を使用した場合は、内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 からの出力は離散化されたデジタルシリアル信号になる。

【 0 1 0 7 】

プロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 が第 5 のタイプ 2 1 0 E である場合は、内視鏡用 A S P 回路 1 3 0 は図 1 7 に示す回路を形成する。図 1 7 に示す回路においては、C C D ユニット 1 1 0 からプロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 に入力される信号が、ボルテージフォロア動作によりほぼそのままプロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 に出力される。

20

【 0 1 0 8 】

以上のように本実施形態によれば、プロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 が第 1 ~ 第 5 のいずれのタイプであっても、そのプロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 に適した画像信号がプロセッサ用 A S P 回路 2 1 0 に送られる。

【 0 1 0 9 】

【 発明の効果 】

以上のように、本発明によれば、電子内視鏡用プロセッサのサンプルホールド方式の差異に関わらず接続可能な電子内視鏡を備えた電子内視鏡装置が実現される。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態の内視鏡装置を模式的に示したものである。

【 図 2 】 本発明の実施の形態の C C D ユニットのブロック図である。

【 図 3 】 本発明の実施の形態において、C C D ユニットに入力される水平転送パルスと、リセットパルスと、C C D ユニットの信号出力との関係を示すタイムチャートである。

【 図 4 】 本発明の実施の形態の第 1 のタイプのプロセッサ用 A S P 回路の構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 シングルサンプルホールド回路 S S H のブロック図である。

40

【 図 6 】 本発明の実施の形態の第 2 のタイプのプロセッサ用 A S P 回路の構成を示すブロック図である。

【 図 7 】 ダブルサンプルホールド回路のブロック図である。

【 図 8 】 本発明の実施の形態の第 3 のタイプのプロセッサ用 A S P 回路の構成を示すブロック図である。

【 図 9 】 本発明の実施の形態の第 4 のタイプのプロセッサ用 A S P 回路の構成を示すブロック図である。

【 図 1 0 】 本発明の実施の形態の第 5 のタイプのプロセッサ用 A S P 回路の構成を示すブロック図である。

【 図 1 1 】 本発明の実施の形態の C C D ドライブ回路とプロセッサ検出回路のブロック図

50

である。

【図 1 2】本発明の実施の形態の内視鏡用 A S P 回路のブロック図である。

【図 1 3】本発明の実施の形態において、プロセッサ用 A S P 回路が第 1 のタイプである場合の、内視鏡用 A S P 回路のブロック図である。

【図 1 4】本発明の実施の形態において、プロセッサ用 A S P 回路が第 2 のタイプである場合の、内視鏡用 A S P 回路のブロック図である。

【図 1 5】本発明の実施の形態において、プロセッサ用 A S P 回路が第 3 のタイプである場合の、内視鏡用 A S P 回路のブロック図である。

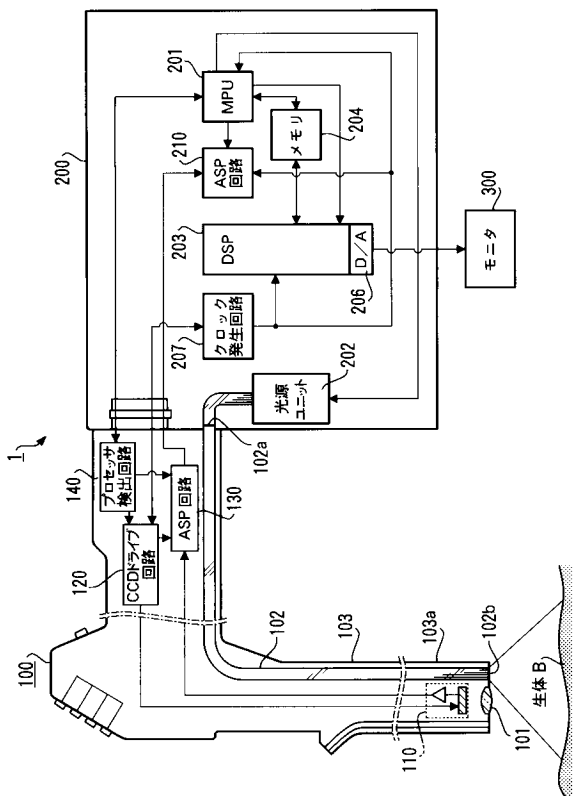
【図 1 6】本発明の実施の形態において、プロセッサ用 A S P 回路が第 4 のタイプである場合の、内視鏡用 A S P 回路のブロック図である。

【図 1 7】本発明の実施の形態において、プロセッサ用 A S P 回路が第 5 のタイプである場合の、内視鏡用 A S P 回路のブロック図である。

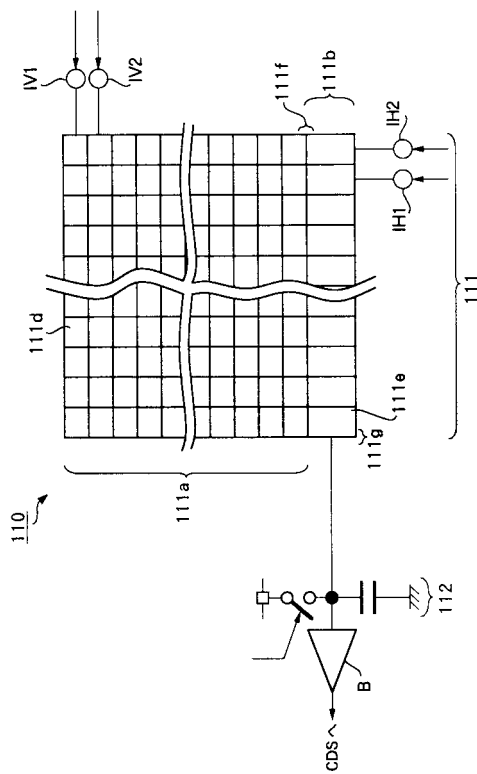
【符合の説明】

1	内視鏡装置	
1 0 0	電子内視鏡	
1 0 1	対物光学系	
1 0 2	ライトガイド	
1 1 0	C C D ユニット	
1 1 1	C C D	
1 1 2	F D A	20
1 2 0	C C D ドライブ回路	
1 2 1	サンプルホールドパルス発生回路	
1 2 2	C C D 駆動パルス発生回路	
1 2 3	C C D ドライバ回路	
1 2 4	第 1 のロジック回路	
1 2 5	第 2 のロジック回路	
1 3 0	内視鏡用 A S P 回路	
1 3 1	第 1 のバッファアンプ	
1 3 2	第 2 のバッファアンプ	
1 3 3	差動アンプ	30
1 3 4	第 1 の非反転アンプ	
1 3 5	第 2 の非反転アンプ	
1 3 6	反転アンプ	
1 3 7	A / D コンバータ	
1 3 8	パラレル / シリアル変換回路	
1 4 0	プロセッサ検出回路	
1 4 1	C P U	
2 0 0	電子内視鏡用プロセッサ	
2 0 1	M P U	
2 0 2	光源ユニット	40
2 0 3	D S P	
2 0 4	メモリ	
2 0 6	D / A コンバータ	
2 0 7	クロック発生回路	
2 1 0	プロセッサ用 A S P 回路	

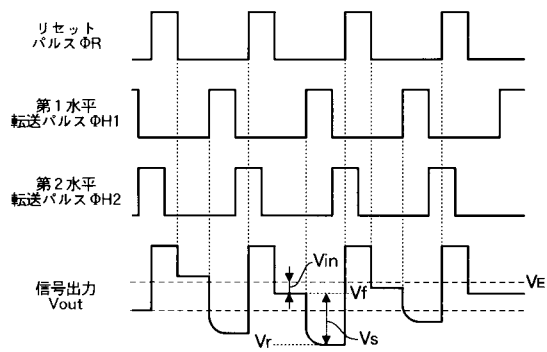
【 図 1 】



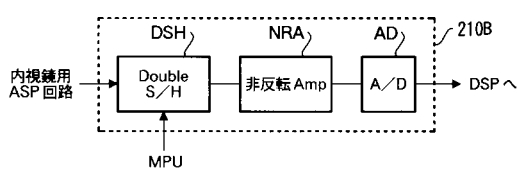
【 図 2 】



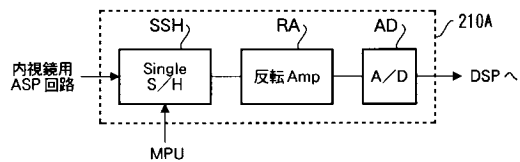
【 図 3 】



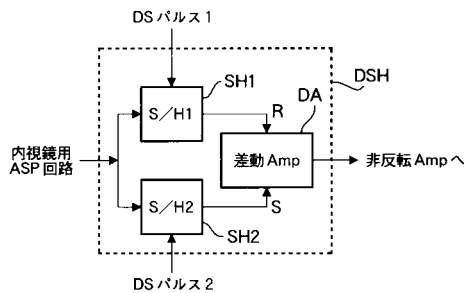
【 図 6 】



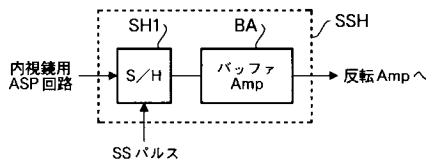
【 図 4 】



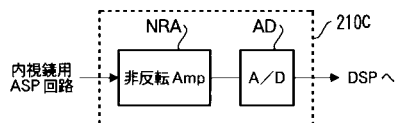
【 図 7 】



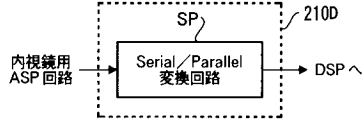
【 図 5 】



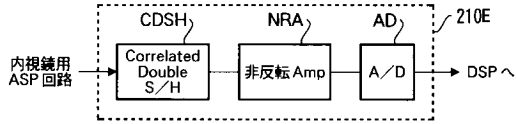
【 図 8 】



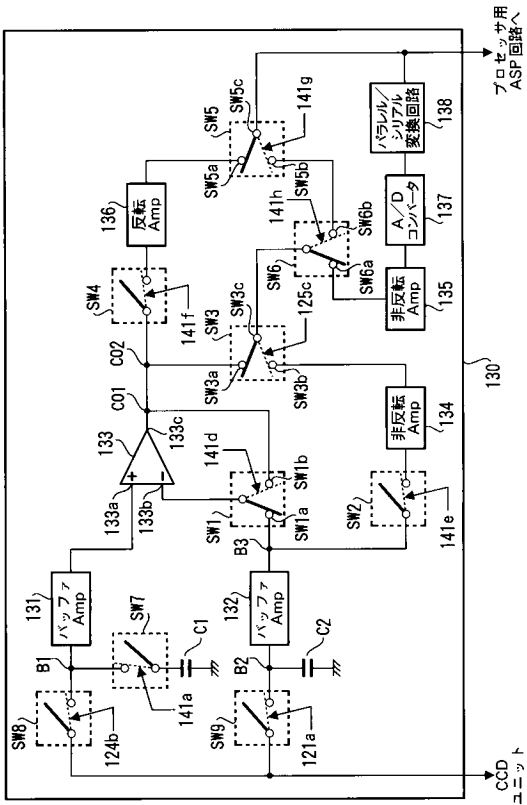
【図9】



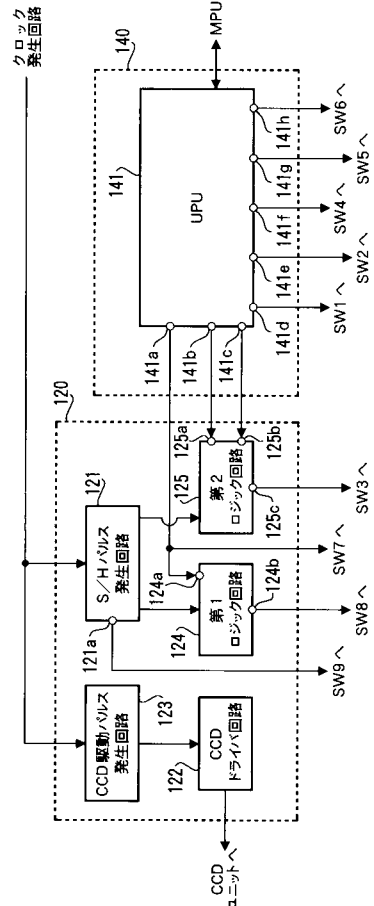
【図10】



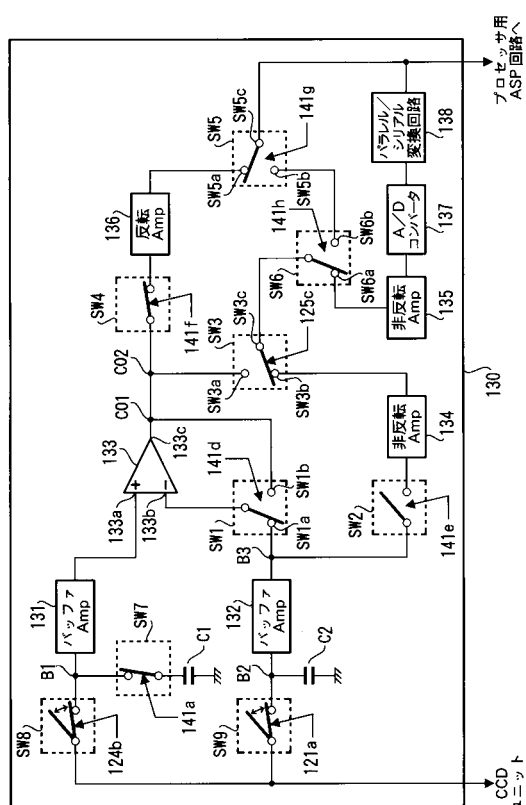
【図12】



【図11】



【図13】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004298406A	公开(公告)日	2004-10-28
申请号	JP2003094999	申请日	2003-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	谷信博		
发明人	谷 信博		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.B H04N5/225.C H04N7/18.M A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.510 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/SS11 5C022/AA09 5C022/AC41 5C022/AC69 5C054/AA05 5C054/CC02 5C054/HA12 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/SS11 5C122/DA26 5C122/EA70 5C122/FC01 5C122/FC16 5C122/FC17 5C122/GG03 5C122/GG30 5C122/HA34 5C122/HA35 5C122/HA38 5C122/HA46 5C122/HA50 5C122/HA86 5C122/HB02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电子内窥镜设备包括电子内窥镜，光源和图像处理单元，该电子内窥镜包括可连接的电子内窥镜，而与图像处理单元的样本保持方法的差异无关。提供了镜子装置。通过这样的构造解决了上述问题，在该构造中，电子内窥镜包括检测图像处理单元的类型检测单元和根据检测单元的检测结果显示产生图像信号的图像信号生成单元。另外，图像信号生成装置使用多种方法中的哪一种，能够通过多种方法中的任一种对来自电子内窥镜的CCD的输出信号进行采样保持的模拟信号处理器电路，并使用检测装置的检测结果。上述问题通过一种配置来解决，该配置包括选择信号的选择单元和控制模拟信号处理器电路的控制单元，从而通过选择单元选择的方法来执行采样保持。[选择图]图12

