

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3813961号  
(P3813961)**

(45) 発行日 平成18年8月23日(2006.8.23)

(24) 登録日 平成18年6月9日(2006.6.9)

(51) Int.Cl.

F I

**A 6 1 B 1/04 (2006.01)**

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 3 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2004-28426 (P2004-28426)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年2月4日(2004.2.4)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-218570 (P2005-218570A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成17年8月18日(2005.8.18)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成17年9月28日(2005.9.28)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	石原 英明
			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	靖 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	大河 文行
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用信号処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

光電変換するイメージエリア及びオプティカルブラックエリアを有すると共に、増幅率可変の機能を内蔵した固体撮像素子を用いた電子内視鏡が着脱自在に接続され、前記固体撮像素子の出力信号に対する信号処理を行う内視鏡用信号処理装置において、

前記固体撮像素子から出力されるアナログの出力信号に対して、前記オプティカルブラックエリアの欠陥画素に影響されない基準信号を、アナログの信号処理回路の入力レンジに適合するようにクランプするアナログ信号クランプ手段と、

前記アナログの信号処理回路の出力信号から変換されたデジタルの出力信号に対して前記オプティカルブラックエリアにおける水平方向の画素数よりも十分に大きな画素数の出力信号を用いて、該オプティカルブラックエリアの信号をクランプするデジタル信号クランプ手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡用信号処理装置。

## 【請求項2】

前記アナログ信号クランプ手段は、イメージエリア及びオプティカルブラックエリアの画素を転送するために設けられたダミー部の信号を前記基準信号としてクランプすることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用信号処理装置。

## 【請求項3】

光電変換するイメージエリア及びオプティカルブラックエリアを有すると共に、増幅率可変の機能を内蔵した固体撮像素子を用いた電子内視鏡が着脱自在に接続され、前記固体

10

20

撮像素子の出力信号に対する信号処理を行う内視鏡用信号処理装置において、

前記固体撮像素子から出力されるアナログの出力信号に対して、前記オプティカルブラックエリアの欠陥画素に影響されない基準信号を、アナログの信号処理回路の入力レンジに適合するようにクランプするアナログ信号クランプ手段と、

前記アナログの信号処理回路の出力信号から変換されたデジタルの出力信号における少なくとも前記オプティカルブラックエリアの画素の出力信号に対して、欠陥画素の補正を行う欠陥画素補正手段と、

前記欠陥画素補正手段の出力信号に対して前記オプティカルブラックエリアの信号をクランプするデジタル信号クランプ手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡用信号処理装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に内蔵された撮像素子に対する信号処理を行う内視鏡用信号処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の挿入部の先端部に固体撮像素子を内蔵した電子内視鏡が普及している。また、例えば特開2001-29313号公報に開示されているように、固体撮像素子の内部に増幅機能を備えた固体撮像素子を内蔵した電子内視鏡が提案されている。

20

この従来例のように、固体撮像素子の内部に増幅機能を備えた電子内視鏡においては、信号処理装置側から増幅率（あるいは感度）を可変制御する増幅率制御信号を印加することにより、固体撮像素子から出力される出力信号の信号レベルを可変制御できるため、例えば蛍光観察のように微弱な光の場合にも、S/Nの良い画像を得られるメリットがある。

このような増幅率制御信号の印加により増幅率を可変できる固体撮像素子を電子内視鏡の先端部に収納する場合、通常の固体撮像素子と同様にできるだけ、小さいサイズにして収納することが望まれる。

【0003】

このため、従来の電子内視鏡に内蔵される増幅率を可変できるCCD97としては、図15(a)に示すように、（内視鏡に内蔵する場合よりは、サイズを小型化する必要性の少ない）CCD98（図11(b)参照）に比べてオプティカルブラックエリア（OBエリアと略記）の幅（画素数）を少なくしたものが採用される。

30

このようなCCD97を用いてイメージエリアに蓄積された信号電荷を、水平転送路を介して読み出すと、例えば図15(c)のようになる。図15(c)に示すように、読み出された出力信号には、正常な光電変換レベルから高い方に大きく逸脱する画素、つまり欠陥画素が存在する場合がある。

この欠陥画素は、通常白傷と呼ばれる。この白傷は、フォトダイオード形成時に不純物によって発生し、また温度に依存する特性を示し、温度が高くなるほど白傷の強度が増大する。具体的には、図15(d)に示すように白傷は、温度にほぼ比例して増大する。

40

【0004】

また、白傷は、増幅率を増大するとその強度が増大し、より具体的には図15(e)に示すように増幅率にほぼ比例してその強度が増大する。

このような特性を示すため、体内に挿入して内視鏡検査を行う医療用の電子内視鏡においては、常温よりも高い温度で使用される状態になるため、白傷の影響を軽減することが望まれる。なお、ペルチエ素子により、冷却することも考えられるが、電子内視鏡の挿入部の先端部が太くってしまう。

このようなCCD97を用いて信号処理して内視鏡画像を得る場合、CCD出力信号は相関二重サンプリング（CDSと略記）するCDS回路に入力されるが、このCDS回路の入力レンジに合わせるためにその前段においてアナログクランプする必要がある。

50

【特許文献1】特開2001-29313号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来例においては、CDS回路等のアナログ信号処理回路に入力する場合、CCD97のオプティカルブラック(OBと略記)エリアでクランプしていたので、OBエリアに白傷が存在すると、本来クランプしたい電位レベルよりも高い電位レベルにクランプされるため、相対的にイメージエリアの出力レベルが低下し、画像内に黒線が現れるような画質の劣化が発生する。

また、このように素子自体内において増幅率を可変できるCCD97の場合には、増幅率を大きく設定して使用されることがあるので、増幅率を可変できない通常のCCDよりも白傷の影響が目立ってしまう。

10

また、上述したように内視鏡用に用いるCCD97においては、チップサイズを小さくする必要性が高く、OBエリアの特に水平方向の画素数が少ないため、白傷があると画質が劣化する欠点がある。

【0006】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、OBエリアにおける白傷等の欠陥画素による画質の劣化を防止することができる内視鏡用信号処理装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、光電変換するイメージエリア及びオプティカルブラックエリアを有すると共に、増幅率可変の機能を内蔵した固体撮像素子を用いた電子内視鏡が着脱自在に接続され、前記固体撮像素子の出力信号に対する信号処理を行う内視鏡用信号処理装置において、

前記固体撮像素子から出力されるアナログの出力信号に対して、前記オプティカルブラックエリアの欠陥画素に影響されない基準信号を、アナログの信号処理回路の入力レンジに適合するようにクランプするアナログ信号クランプ手段と、

前記アナログの信号処理回路の出力信号から変換されたデジタルの出力信号に対して前記オプティカルブラックエリアにおける水平方向の画素よりも十分に大きな画素数の出力信号を用いて、該オプティカルブラックエリアの信号をクランプするデジタル信号クランプ手段と、

30

を具備したことを特徴とする。

上記構成により、欠陥画素が存在する可能性のあるオプティカルブラックエリアの信号をアナログクランプしないで、ダミー部等の欠陥画素に影響されない信号を基準信号としてアナログクランプすると共に、前記基準信号と欠陥画素が存在しない部分での本来のオプティカルブラックエリアの信号レベルとにずれが発生するが、前記オプティカルブラックエリアにおける水平方向の画素数よりも十分に大きな画素数の出力信号を用いてデジタルクランプ手段によりデジタルクランプすることにより、上記のレベルのずれを補正し、オプティカルブラックエリアにおける白傷等の欠陥画素による画質の劣化を防止することができるようにしている。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、欠陥画素が存在する可能性のあるオプティカルブラックエリアの信号をアナログクランプしないで、ダミー部等の欠陥画素に影響されない信号を基準信号としてアナログクランプする構成とし、前記基準信号と欠陥画素が存在しない部分での本来のオプティカルブラックエリアの信号レベルとにずれが発生しても、前記オプティカルブラックエリアにおける水平方向の画素数よりも十分に大きな画素数の出力信号を用いてデジタルクランプ手段によりデジタルクランプすることにより、上記のレベルのずれを補正し、オプティカルブラックエリアにおける白傷等の欠陥画素による画質の劣化を防止するこ

50

とができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0010】

図1ないし図13は本発明の実施例1に係り、図1は実施例1を備えた内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、図2は電荷結合素子（以下、CCDと呼ぶ）のブロック図、図3はCCDに印加される信号におけるCMD、S1、S2のタイミングチャート、図4はCCD感度に関する電荷増幅部印加電圧と感度増幅率の関係を示す説明図、図5は映像信号処理回路と、その中のアナログクランプ回路及びデジタルクランプ回路の構成を示す図、図6はアナログクランプ回路に動作内容を従来例と比較して示すタイミング図、図7は特殊光モード時のCCDの駆動のタイミングチャート、図8は通常光モード時のCCDの駆動のタイミングチャート、図9はCCD感度特性（モニタ出力信号）を示すグラフ、図10はCCD感度特性（S/N特性）を示すグラフ、図11はRGB回転フィルタの構成を示す平面図、図12は蛍光観察における光源装置の分光特性を示すグラフ、図13は蛍光観察における蛍光及び反射光の分光特性を示すグラフである。

10

【0011】

以下、本実施例を備えた内視鏡装置の構成を説明する。

図1に示すように、実施例1を備えた内視鏡装置1は、患者の体腔内に挿入される医療用の電子内視鏡（以下、内視鏡と略記）2と、この内視鏡2が着脱自在に接続され、内視鏡2に照明光を供給すると共に、撮像手段に対する信号処理を行うプロセッサ3と、内視鏡画像を表示するモニタ6とを備えて構成される。

20

プロセッサ3は、実施例1の内視鏡用信号処理装置（以下、単に信号処理装置と略記）4と、光源装置5を内蔵している。尚、光源装置5をプロセッサ3とは別体に設けても良い。

プロセッサ3の映像出力端には、モニタ6が接続され、このモニタ6は、プロセッサ3の信号処理装置4により画像処理により生成された映像信号が入力され、この映像信号に対応する内視鏡画像を表示する。

【0012】

30

内視鏡2は、患者体腔内に挿入される細長の挿入部10を有している。

ここで挿入部10は、消化管用、気管支用、頭頸部用（咽頭部用）や膀胱用の場合には軟性部材により構成され、腹腔、胸腔や子宮用の場合には硬性部材により構成される。

この挿入部10の内部には、照明光を伝送するライトガイド11が挿通されている。このライトガイド11の後端は、プロセッサ3の光源装置5に着脱自在で接続され、このライトガイド11の後端には光源装置5から照明光が供給される。

このライトガイド11の後端に供給された照明光は、このライトガイド11により、その先端面に伝送される。このライトガイド11の先端面は、挿入部10の先端部12内に配置され、このライトガイド11の先端面からさらに対向する照明窓に取り付けた照明レンズ13を介して、体腔内の患部等の被写体側に照射される。

40

【0013】

この先端部12には、照明窓に隣接して観察窓が設けられており、この観察窓には被写体を結像する対物レンズ14が取り付けられており、その結像位置にはCCD19が配置されている。なお、対物レンズ14とCCD19との間の光路中には、蛍光観察の場合に用いられる励起光をカットする励起光カットフィルタ15が配置されている。

CCD19の前面側に配置された励起光カットフィルタ15は、特定の波長帯域のみを透過する。本実施例においては、この励起光カットフィルタ15は、生体組織から発せられる自家蛍光（おおむね500nm以上の波長）を透過し、励起光を透過しない分光特性を有する。

被写体からの反射光及び自家蛍光は、対物レンズ14及び励起光カットフィルタ15を

50

介してＣＣＤ１９の受光面に結像される。

挿入部１０の先端部１２内に配置されたＣＣＤ１９は、挿入部１０内に挿通されたＣＣＤ駆動信号線１６と接続されると共に、ＣＣＤ１９付近に配置したプリアンプ１８を介してＣＣＤ出力信号線１７と接続されている。

【００１４】

挿入部１０の先端部１２に配置されたＣＣＤ１９は、対物レンズ１４の結像位置に配設されたイメージセンサである。図１では直視状に配設されているが、斜視や側視状に配設することも可能である。

また、ＣＣＤ１９は、駆動信号線１６を介してプロセッサ３内の信号処理装置４のＣＣＤ駆動手段３１に接続されている。ＣＣＤ１９は、ＣＣＤ駆動手段３１で生成された駆動信号により電子シャッタ制御、信号電荷の蓄積、感度制御及び読み出しを行う。

対物レンズ１４及び励起光カットフィルタ１５によりＣＣＤ１９の受光面に結像された被写体像は、ＣＣＤ１９の各画素で光電変換後に、転送されて出力アンプから出力される。このＣＣＤ１９からの出力信号は、プリアンプ１８により増幅された後、挿入部１０内に挿通されたＣＣＤ出力信号線１７を経て、コネクタ部から、該コネクタ部が着脱自在に接続されるプロセッサ３内の信号処理装置４の映像信号処理回路３８を構成するアナログ処理回路３３に入力される。

【００１５】

また、内視鏡２は、挿入部１０の基端側のコネクタ部等々に記憶装置２０を搭載している。この記憶装置２０は、例えばＣＰＵ２１とメモリ２２とから構成されている。

メモリ２２は、例えば不揮発性のＥＥＰＲＯＭ等を用いており、データを記憶することができる。

ＣＰＵ２１は、メモリ２２へのデータ読み出し及び書き込み制御を行うとともに、プロセッサ３内のＣＰＵ３０と、データの送受（通信）を制御する。

メモリ２２には、通常光モード時における、Ｒ、Ｇ、Ｂの３波長の蓄積時間（電子シャッタ速度）、及び特殊光モード（蛍光観察）時におけるＥ×１（蛍光）、Ｅ×２（緑反射光）、Ｅ×３（赤反射光）の３波長の蓄積時間（電子シャッタ速度）が格納されている。

また、メモリ２２には、蓄積時間の代わりに電荷クリア時間やＲ、Ｇ、ＢやＥ×１、Ｅ×２、Ｅ×３の３波長の蓄積時間比を格納しても良い。

【００１６】

メモリ２２において、蛍光の波長と反射光の２波長では、蛍光の波長の蓄積時間は反射光の２波長の蓄積時間よりも長く設定されている。

メモリ２２に格納される通常光モードのＲ、Ｇ、Ｂの３波長の蓄積時間は、ＣＣＤ１９のような感度可変ＣＣＤでない一般的なＣＣＤが搭載されている内視鏡よりも短い時間が設定されている。

メモリ２２に格納される特殊光モードの３波長の蓄積時間として、複数の内視鏡の種類（気管支用、上部消化管用、下部消化管用、頭頸部用、膀胱用等）によってそれぞれ最適な蓄積時間が設定されている。これは、部位毎に得られる蛍光強度と反射光強度は異なる為であり、それらが同等レベルの強度となるように蓄積時間が部位別に３波長間で設定されている。

メモリ２２には、前記蓄積時間のデータ以外にも、内視鏡に関連する他のデータ等が格納されている。

【００１７】

この場合の格納データとして、例えば内視鏡機種（種類）名、内視鏡シリアルナンバー、ホワイトバランス設定値〔通常光用、特殊光用（蛍光観察）〕、内視鏡がプロセッサに接続され電源投入された回数、内視鏡の鉗子チャンネルの情報、内視鏡の先端部外径データ、内視鏡の挿入部外径データ等がある。

本実施例において信号処理装置４は、ＣＰＵ３０と、ＣＣＤ駆動手段３１と、ＣＣＤ感度制御手段３２と、アナログ処理回路３３と、アナログ／デジタル変換器（以下、Ａ／Ｄ変換器と呼ぶ）３４と、デジタル処理回路３５と、デジタル／アナログ変換器（以下、Ｄ

10

20

30

40

50

/ A 変換器と呼ぶ) 36 と、測光手段 37 とを有する。

光源装置 5 は、ランプ 40 と、絞り 41 と、絞り制御手段 42 と、RGB 回転フィルタ 43 と、モータ 44 と、集光レンズ 45 と、回転フィルタ切替手段 46 と、RGB 回転フィルタ制御手段 47 と、モード切替手段 50 とを含んで構成されている。

#### 【0018】

内視鏡 2 がプロセッサ 3 に接続されると、CPU 30 は、メモリ 22 に格納されている各種データを CPU 21 を介して読み出し制御を行う。この場合、メモリ 22 に格納されている各種データは CPU 21 を介して CPU 30 に出力され、CPU 30 で各種データの読み出しが行われる。

また、CPU 30 は、メモリ 22 から取得した通常光モードと特殊光モード（蛍光観察）時の 3 波長の蓄積時間データを CCD 駆動手段 31 に出力する。 10

さらに、CPU 30 は、内視鏡機種名、シリアル No. やホワイトバランス設定値（通常光用、特殊光用）等をデジタル処理回路 35 に出力する。

次に、CCD 19 について詳細に説明する。

#### 【0019】

本実施例において、CCD 19 として、例えば、U.S.PAT.No. 5, 337, 340 号 "Charge Multiplying Detector (CMD) suitable for small pixel CCD image sensors" に記載されている衝突電離現象を用いた感度可変な CCD を用いている。

CCD 19 には、CCD 内の水平転送路と出力アンプの間、あるいは、画素毎に電荷増幅部が設けられ、この電荷増幅部にプロセッサから高電界のパルスを印加することにより、信号電荷が強電界からエネルギーを得て価電子帯の電子に衝突し、衝突電離により新たに信号電荷（2 次電子）が生成される。 20

例えば、アバランシェ効果を利用した場合は、1 パルスの印加で 2 次電子生成が連鎖反応的に生じるが、衝突電離を利用した場合は比較的低電圧な 1 パルスの印加で 1 組の電子 - 正孔ペアが生成されるのみである。

#### 【0020】

この CCD 19 において、電荷増幅部が出力アンプ前段に設けられている場合、印加するパルスの電圧値（振幅）を制御することにより信号電荷数を任意に増幅することが可能である。 30

一方、電荷増幅部が画素毎に設けられている場合、印加するパルスの電圧値（振幅）またはパルス数を制御することにより信号電荷数を任意に増幅することが可能である。

そして、本実施の形態の場合、CCD 19 として、図 2 に示すように、電荷増幅部を水平転送路と出力アンプの間に搭載した FFT (Full Frame Transfer) 型のモノクロ CCD を用いている。

CCD 19 は、イメージエリア 60、OB (Optical Black) エリア 61、水平転送路 62、ダミー部 63、電荷増幅部 64、出力アンプ部 65 を有する。また、電荷増幅部 64 は水平転送路 62 のセル数とほぼ同じセル数あるいは約 2 倍のセル数から構成されている。 40

#### 【0021】

イメージエリア 60 の各画素で生成された信号電荷は、垂直転送パルス P1、P2 により 1 水平ライン毎に水平転送路 62 に転送され、水平転送パルス S1、S2 によって水平転送路 62 からダミー部 63 及び電荷増幅部 64 に転送される。

そして、複数のセルから成る電荷増幅部 64 の各セルに感度制御パルス CMD が印加されることにより、電荷は各セルを転送されながら 1 段ずつ順次増幅が行われ、順次出力アンプ部 65 に転送される。出力アンプ部 65 は電荷増幅部 64 からの電荷を電圧に変換して出力する。

OB エリア 61 は、イメージエリア 60 と同じフォトダイオードにより構成され、その感光面をメタルにより遮光して、温度や増幅率によって黒レベルが変化することを補正するために使用できるようにしている。 50

また、ダミー部 6 3 は、イメージエリア 6 0 及び O B エリア 6 1 の画素からの信号を転送する際に用いられる。このダミー部 6 3 は、水平転送路 6 2 と同様の素子で構成され、このダミー部 6 3 は、イメージエリア 6 0 や O B 部 6 1 のフォトダイオードの画素の場合における欠陥画素が存在しないし、温度特性も殆どない。このため、後述するようにこのダミー部 6 3 の信号出力期間においてアナログ処理を行うアナログ回路において必要となるアナログクランプ処理を行うことにより、白傷が存在しない場合の本来の O B エリア 6 1 でのアナログクランプと近似的に同等の信号を得るようにしている。

#### 【 0 0 2 2 】

尚、本実施例に用いる C C D 1 9 においては、感度制御パルス C M D と水平転送パルス S 1、S 2 の位相は、図 3 に示すように、S 1 が立ち上がる前に C M D が立ち上がり、S 1 が立ち下がる前に C M D が立ち下がっている。

10

電荷増幅部 6 4 で得られる感度増幅率は、C C D 駆動手段 3 1 から電荷増幅部 6 4 への感度制御パルス C M D の電圧値（振幅）の大きさを变化させることにより可変となる。電荷増幅部 6 4 で得られる感度増幅率は、図 4 に示すように電荷増幅部 6 4 への印加電圧に対して、ある閾値  $V_{th}$  を上回ると電荷増幅が始まり感度が指数関数的に増幅する特性となっている。

尚、感度制御パルス C M D が 0 ( V ) ~ 閾値  $V_{th}$  では、信号電荷の増幅はされないで電荷増幅部 6 4 において転送されるだけである。また、電荷増幅が始まる閾値や印加電圧に対する感度増幅率の急峻度は、設計的に可変である。

#### 【 0 0 2 3 】

20

C C D 1 9 には、電子シャッタ機能が設けられている。電子シャッタの動作原理は、一般の C C D と同じように、例えばオーバーフロー Drain ( Over Flow Drain ) に印加するパルスの電圧値（振幅）によるオーバーフロー特性の変化を利用した基板排出形である。

オーバーフロー Drain に印加する電子シャッタ用のパルス O F D が C C D 1 9 に入力（H レベル）されている期間は、C C D 1 9 の画素内の信号電荷（含ノイズ電荷）は基板に排出されて、C C D 1 9 の画素に信号電荷は蓄積されない。

電子シャッタパルス O F D が C C D 1 9 に入力されていない期間は、C C D 1 9 の画素に信号電荷が蓄積される。

また、O F D のパルス幅やパルス数として任意の値が設定可能なため、C C D 1 9 の信号電荷の蓄積時間は任意の時間で制御可能である。

30

#### 【 0 0 2 4 】

図 5 ( a ) は、本実施例の信号処理装置 4 における映像信号処理回路 3 8 の構成を示す。C C D 1 9 からプリアンプ 1 8 を経て増幅された C C D 出力信号は、第 1 のアナログクランプ回路（図中ではアナログ C L P と略記）7 1 に入力され、水平期間（図 6 では 1 H 期間として示す）毎にダミー部 6 3 の信号出力期間（図 6 ではダミー期間）においてクランプされて、相関二重サンプリング（C D S と略記）を行う C D S 回路（図 5 では C D S I C ）7 2 に、その入力レンジに適合するようにその信号レベルが調整される。

この C D S 回路 7 2 に入力された C C D 出力信号は、信号成分が抽出されたベースバンドの信号が生成され、この信号は、さらに第 2 のアナログクランプ回路 7 3 に入力されて、水平ライン毎に O B エリアでクランプされた後、A / D 変換を行う A / D 変換器（図 5 ではより具体的に A / D I C ）3 4 に入力される。

40

#### 【 0 0 2 5 】

この A / D 変換器 3 4 によりアナログ信号から変換されたデジタル信号は、デジタルクランプ回路（O B レベル補正処理回路）7 4 に入力され、デジタル的に O B エリア 6 1 の信号でクランプする処理（換言すると、O B エリア 6 1 の全画素の信号レベルの平均値が黒レベルとなるように信号レベル補正処理）を行った後、ポストデジタル処理回路 7 5 に入力される。

このポストデジタル処理回路 7 5 は、入力信号に対して、ホワイトバランス処理、色変換処理、電子ズーム処理、ガンマ変換処理及び画像強調処理等の信号処理を施した後、同

50

時化処理を施して、デジタルの映像信号を生成し、D/A変換器36に出力する。

なお、ホワイトバランス処理や色変換処理は、後述する通常光モードと特殊光モード（蛍光観察）のそれぞれの観察モードで異なり、ポストデジタル処理回路75は、モード切替手段50からのモード切替信号に応じて異なる処理を施す。

#### 【0026】

このD/A変換器36により変換されたアナログの映像信号は、モニタ6に出力される。また、D/A変換器36から出力された映像信号は、図示しない周辺機器である表示装置や記録装置にも出力される。

第1のアナログクランプ回路71は、水平期間毎にダミー部63の信号出力期間において、クランプパルスによりクランプし、その平均レベルをCDS IC72の入力レンジ 10  
の下端に設定する。

この第1のアナログクランプ回路71の構成を図5(b)に示す。プリアンプ18の出力信号は、直流分を阻止するコンデンサ81を経て、CDS IC72に入力されると共に、クランプ用トランジスタ82のコレクタに印加される。

このクランプ用トランジスタ82のベースには、ダミー部63の信号出力期間に同期したクランプパルスが印加される。このトランジスタ82のエミッタには、CDS IC72の入力レンジの下端レベルに設定された参照電圧が印加されており、ベースにクランプパルスが印加されることにより、このアナログクランプ回路71の出力端、つまりコレクタの電位は、参照電圧の電位にクランプされる。

#### 【0027】

なお、第2のアナログクランプ回路73の構成は、参照電圧がA/D変換器34の入力レンジに応じて設定されることを除けば、この第1のアナログクランプ回路71の構成と同様である。

図5(c)はデジタルクランプ回路74の構成を示す。A/D変換器34から入力されたデジタル信号は、減算器83に入力されると共に、加算器84に入力される。加算器84には、OBクランプパルスが印加される期間、入力信号を加算する。つまり、この加算器84は、OBエリア61全体の画素の信号を加算（積算）する。

この加算器84の出力信号は、除算器85に入力され、この除算器85は、加算器84の出力信号をOBエリア61の画素数により除算し、OBエリア61の信号レベルの平均値を算出する。 20  
30

#### 【0028】

この除算器85からの出力信号は、減算器83に入力され、A/D変換器34からの出力信号からこのOBエリア61の全画素の信号レベルの平均値を減算することにより、OBエリア61の全画素の信号レベルの平均値が黒レベルとなるように処理する。つまり、この減算器83から出力される信号レベルは、OBエリア61の平均レベルが黒レベルとなるようにレベル調整（直流再生）される。

図6(a)は、図5における第1のアナログクランプ回路71による処理動作の内容を示すタイミング図である。

プリアンプ18から第1のアナログクランプ回路71に入力された（図中のプリアンプ出力）信号は、水平ブランキング期間（図6ではBL期間）に続くダミー期間において、 40  
クランプパルスが“H”レベルに設定されることによりトランジスタ82のコレクターエミッタ間がON（導通）する。

#### 【0029】

トランジスタ82がONすることにより、この第1のアナログクランプ回路71から出力される信号レベルは、ダミー部63の信号レベルの直流レベルがCDS IC72の入力レンジに適合するように設定された参照電圧にクランプされて直流再生された信号となる。

この場合、ダミー部63は、フォトダイオード（受光部）を持たないため、上述したように白傷のような欠陥画素が存在しないし、温度に殆ど依存しないため、従来例におけるOBエリアでクランプした場合における白傷のためにクランプされるべきクランプレベル 50

が上にずれてしまうようなことが発生しない。

ただし、これだけでは温度や増幅率の変化を補正することができず、図 6 ( a ) に示すように O B エリア 6 1 における ( 白傷を除く ) 本来の信号レベルとは異なり、小さなレベル差 d で本来の黒レベルより僅かに低くクランプされる。

このように本来の O B エリア 6 1 における信号レベルより僅かに低くクランプされるが、この影響は、図 5 ( a ) あるいは図 5 ( c ) に示した O B エリア 6 1 全体を用いたデジタルクランプ回路 7 4 によるデジタルクランプ処理を行うことにより実質的に解消することができる。

#### 【 0 0 3 0 】

つまり、O B エリア 6 1 の全画素を用いて O B クランプを行う場合には、白傷が存在しても、O B エリア 6 1 の全画素を用いた場合の平均値としては、十分に小さくできる。具体例で説明すると、イメージエリア 6 0 の水平及び垂直の画素数が、例えば  $400 \times 400$  の場合には、O B エリア 6 1 も ( 垂直方向に ) 水平ラインが 400 個、形成されているので、水平ライン内ではその画素数が少ないために白傷が存在する水平ラインではその白傷の影響が大きくなる場合にも、400 ライン分の全画素で平均することによりその影響を  $1/400$  程度以下に小さくできる。

これに対して、従来例の場合を説明すると、従来例においては O B エリア 6 1 の水平ラインにおいてアナログクランプを行っているので、その水平ラインにおける画素数は少ないために 1 つでも白傷が存在すると、その水平ラインの場合におけるアナログクランプ処理は、図 6 ( b ) に示すようになる。

#### 【 0 0 3 1 】

この従来例の場合には、クランプパルスをダミー部 6 3 でなく、O B エリア 6 1 において行っているため、図 6 ( b ) に示すように O B エリア 6 1 に白傷があると、その直流レベルが白傷のために ( 白傷が無い場合における ) 本来の O B エリア 6 1 の直流レベルより高い方にずれてしまう。

図 6 ( b ) に示すように、例えば符号 e で示すレベル差のクランプミスが発生してしまう。このレベル差 e は、本来の O B エリア 6 1 よりも高い値でクランプ電位を設定してしまう。つまり、実際の黒レベルよりも高い値を黒レベルに設定してしまうため、画像上では、黒レベルでない部分を黒レベルとして、黒ライン状に表示されてしまう画質の劣化を引き起こす。

このように本実施例によれば、( O B エリア 6 1 における ) 白傷の影響を受けない ( 或いは白傷等の欠陥画素が無く )、かつこの O B エリア 6 1 における信号レベルと近い値の信号を出力するダミー部 6 3 による信号を ( O B エリア 6 1 による黒レベル用の信号の代わりの ) 基準信号としてクランプすることにより、白傷による影響 ( 黒ライン状の画質を低下させる影響 ) を受けることの無い様に、クランプされた信号を生成するようにしている。

#### 【 0 0 3 2 】

図 7 は特殊光モード時の 3 波長の内、1 波長分の C C D 1 9 の駆動信号と出力信号を示すタイミングチャートであり、図 7 ( a ) は特殊光モード時の R G B 回転フィルタ 4 3 の動作、図 7 ( b ) は特殊光モード時の垂直転送パルス P 1 , P 2、図 7 ( c ) は特殊光モード時の感度制御パルス C M D、図 7 ( d ) は特殊光モード時の水平転送パルス S 1 , S 2、図 7 ( e ) は特殊光モード時の電子シャッタパルス O F D、図 7 ( f ) は特殊光モード時の C C D 1 9 の出力信号をそれぞれ示している。

図 8 は通常光モード時の 3 波長の内、1 波長分の C C D 1 9 の駆動信号と出力信号のタイミングチャートを示し、図 8 ( a ) は通常光モード時の R G B 回転フィルタ 4 3 の動作、図 8 ( b ) は通常光モード時の垂直転送パルス P 1 , P 2、図 8 ( c ) は通常光モード時の感度制御パルス C M D、図 8 ( d ) は通常光モード時の水平転送パルス S 1 , S 2、図 8 ( e ) は通常光モード時の電子シャッタパルス O F D、図 8 ( f ) は通常光モード時の C C D 1 9 の出力信号をそれぞれ示している。

#### 【 0 0 3 3 】

10

20

30

40

50

ＣＣＤ駆動手段３１は、ＣＣＤ１９に対し駆動信号として、垂直転送パルス　Ｐ１，  
Ｐ２、感度制御パルス　ＣＭＤ、水平転送パルス　Ｓ１，　Ｓ２、電子シャッタパルス  
ＯＦＤを出力する。

ここで、図７及び図８において、１サイクルとは、３波長の内１波長分のサイクルを示  
しており、ＲＧＢ回転フィルタ４３の１／３回転分の動作を示している。

期間ＴＥ（特殊光モード）、ＴＥ'（通常光モード）は露光期間である。ＣＣＤ１９は  
、この露光期間中にＣＣＤ１９受光面に被写体から入射された光を光電変換により信号電  
荷として蓄積可能になっている。

また、期間ＴＤ（特殊光モード）、ＴＤ'（通常光モード）は、イメージエリア６０に  
それぞれ期間ＴＥ、ＴＥ'で蓄積された信号電荷を、１水平ライン毎に垂直転送パルス  
Ｐ１，　Ｐ２により水平転送路６２に転送し、水平転送パルス　Ｓ１，　Ｓ２によってダ  
ミー部６３、電荷増幅部６４、出力アンプ部６５に順次転送して、出力アンプ部６５で電  
荷電圧変換して出力する期間である。

特殊光モード時において、ＲＧＢ回転フィルタ４３には、１サイクルにおいて図７（ａ）  
）に示す露光期間ＴＥと遮光期間ＴＤが設定されている。

#### 【００３４】

図７（ｅ）に示す電子シャッタパルス　ＯＦＤは、図７（ａ）に示す露光期間ＴＥの  
初めにＣＣＤ１９の画素の電荷クリアを行うためのハイレベルのパルス期間ＴＣとなり、  
その後、ローレベルに立ち下がり、ＣＣＤ１９の画素に電荷を蓄積させる電荷蓄積期間Ｔ  
Ａとなる。

図７（ａ）に示す遮光期間ＴＤ、即ちＣＣＤ１９の読み出し期間ＴＤにおいて、ＣＣＤ  
駆動手段３１は、図７（ｂ）に示す垂直転送パルス　Ｐ１，　Ｐ２、図７（ｃ）に示す感  
度制御パルス　ＣＭＤ、図７（ｄ）に示す水平転送パルス　Ｓ１，　Ｓ２を出力し、これ  
によりＣＣＤ１９の読み出しが行われ図７（ｆ）に示すＣＣＤ１９の出力信号が得られる  
。

ここでＣＣＤ駆動手段３１は、図７（ｃ）に示す感度制御パルス　ＣＭＤに対し、ＣＣ  
Ｄ感度制御手段３２から供給されるデータに基づいて電圧値（振幅）を可変している。Ｃ  
ＣＤ駆動手段３１は、図７（ｃ）に示す感度制御パルス　ＣＭＤを、図７（ｄ）に示す水  
平転送パルス　Ｓ１，　Ｓ２との位相関係でＣＣＤ１９に出力する。

#### 【００３５】

これにより特殊光モード時に、ＣＣＤ駆動手段３１は、電荷増幅部６４に印加する感度  
制御パルス　ＣＭＤの電圧値（振幅）を変化させ、所望の感度増幅率が得られるようにＣ  
ＣＤ１９を制御する。

通常光モード時において、ＲＧＢ回転フィルタ４３は、１サイクルにおいて図８（ａ）  
に示す露光期間ＴＥ'と遮光期間ＴＤ'が設定されている。

図８（ｅ）に示す電子シャッタパルス　ＯＦＤは、図８（ａ）に示す露光期間ＴＥ'初  
めにＣＣＤ１９の画素の電荷クリアを行うためのハイレベルのパルス期間ＴＣ'となり、  
その後、ローレベルに立ち下がり、ＣＣＤ１９の画素に電荷を蓄積させる電荷蓄積期間Ｔ  
Ａ'となる。

図８（ａ）に示す遮光期間ＴＤ'、即ちＣＣＤ１９の読み出し期間ＴＤ'において、Ｃ  
ＣＤ駆動手段３１は、図８（ｂ）に示す垂直転送パルス　Ｐ１，　Ｐ２、図８（ｄ）に示  
す水平転送パルス　Ｓ１，　Ｓ２を出力し、これによりＣＣＤ１９の読み出しが行われ図  
８（ｆ）に示すＣＣＤ１９の出力信号が出力される。

#### 【００３６】

ここでＣＣＤ駆動手段３１は、通常光モード時には、図８（ｃ）に示すように感度制御  
パルス　ＣＭＤを出力しない。または、電圧値Ｖ<sub>th</sub>以下の感度制御パルス　ＣＭＤを出  
力するようにしてもよい。

これにより通常光モード時には、電荷増幅部６４では電荷増幅は行われず、感度増幅率  
は１倍となる。

尚、ＣＣＤ１９に用いたような感度可変ＣＣＤを搭載していない一般的な内視鏡がプロ

10

20

30

40

50

セッサ 3 に接続された場合は、CCD 駆動手段 31 は、図 8 に示した通常光モード時の動作を行う。

図 7 (e) 及び図 8 (e) に示す電子シャッタパルス OFD は、各画素で蓄積された電荷を基板に排出させるパルスであり、露光期間開始から期間時間終了 (遮光期間開始) まで任意のパルス幅または複数のパルス数で出力される。

#### 【0037】

図 7 及び図 8 に示す期間 TE, TE' は CCD 19 のイメージエリア 60 で被写体像の蓄積が可能な期間であるが、図 7 (e) 及び図 8 (e) に示す電子シャッタパルス OFD が出力されている期間 TC, TC' は信号電荷は蓄積されない。そして、図 7 (e) 及び図 8 (e) に示す電子シャッタパルス OFD が出力されなくなると CCD 19 の各画素に信号電荷が蓄積開始される。蓄積開始から遮光期間が始まるまでの期間 TA (= 期間 TE - 期間 TC) (特殊光モード)、TA' (= 期間 TE' - 期間 TC') (通常光モード) が実質的な蓄積時間となる。

各波長の電子シャッタパルス OFD は、CPU 30 からの各波長の蓄積時間に基づいたパルス幅またはパルス数が CCD 19 に出力される。

例えば、特殊光モード時の 3 波長 Ex1, Ex2, Ex3 とすると、メモリ 22 に格納の特殊光モード時の 3 波長間の蓄積時間が TA (Ex1) = TE、TA (Ex2) = 0.2 \* TE、TA (Ex3) = 0.1 \* TE の場合は、これらのデータが CPU 30 を介して CCD 駆動手段 31 に供給され、CCD 駆動手段 31 から CCD 19 に出力される電荷クリアの電子シャッタパルス OFD のパルス幅は、OFD (Ex1) = 0 \* TE、OFD (Ex2) = 0.8 \* TE、OFD (Ex3) = 0.9 \* TE となる。

#### 【0038】

また、メモリ 22 に格納の通常光モード時の 3 波長間の蓄積時間が例えば TA' (R) = 0.7 \* TE'、TA' (G) = 0.7 \* TE'、TA' (B) = 0.7 \* TE' の場合は、これらのデータが CPU 30 を介して CCD 駆動手段 31 に供給され、これらのデータに基づいて CCD 駆動手段 31 から CCD 19 に電子シャッタパルス OFD が出力される。電荷クリアを行う電子シャッタパルス OFD のパルス幅は、OFD (R) = OFD (G) = OFD (B) = 0.3 \* TE' となる。

上述したように CCD 19 の出力信号は映像信号処理回路 38 によってデジタルの映像信号が生成され、D/A 変換器 36 によりアナログの映像信号に変換された後、モニタ 6 等に出力される。

この場合、映像信号処理回路 38 におけるデジタル処理回路 35 において処理されるホワイトバランス処理や色変換処理は、通常光モードと特殊光モード (蛍光観察) のそれぞれの観察モードで異なり、デジタル処理回路 35 は、モード切替手段 50 からのモード切替信号に応じて異なる処理を施している。

#### 【0039】

特殊光モード (蛍光観察) における色変換処理においては、蛍光の波長と反射光の 2 波長に対して一定のマトリックス係数が乗算され、蛍光の波長と反射光の 2 波長の合成画像が構築される。

また、ホワイトバランス処理において、メモリ 22 に格納されている設定値が CPU 30 経由でデジタル処理回路 35 に入力されることで、通常光モードと特殊光モード (蛍光観察) で異なるホワイトバランスが設定される。

測光手段 37 には、アナログ処理回路 33 からの映像信号が入力され、通常光モードと特殊光モード (蛍光観察) における 3 波長の明るさの画面平均値を算出する。

ここで、測光手段 37 は、モード切替手段 50 からのモード切替信号に応じて、画面平均値の算出法が通常光モードと特殊光モード (蛍光観察) で異なる動作を行う。

通常光モードでは、測光手段 37 は、R、G、B の 3 波長に対する画面平均値から輝度信号を算出し、光源装置 5 の絞り制御手段 42 に出力する。

#### 【0040】

また、特殊光モード (蛍光観察) では、測光手段 37 は、Ex1, Ex2, Ex3 の 3

10

20

30

40

50

波長に対する画面平均値を算出し、蛍光の波長と反射光の2波長からなる合成画像の画面平均値を生成し、CCD感度制御手段32及び絞り制御手段42に出力する。

CCD感度制御手段32は、特殊光モード時にCCD19に設けられる電荷増幅部64を制御してAGC(Auto Gain Control)を行う。CCD感度制御手段32は、CCD19の受光面に入射する被写体の強度変化に対応し、CCD19からの出力信号レベルの平均が所望の値となるようにCCD19の電荷増幅部64の感度増幅率の制御を行う。

CCD感度制御手段32には、測光手段37から蛍光画像と反射光の合成画像の画面平均値が入力され、その画面平均値と術者が任意に設定したモニタ明るさ値(目標値)を比較する。

10

#### 【0041】

尚、術者は図示しない光源装置5または信号処理装置4に設けられた明るさ設定手段からモニタ画面の任意の明るさの目標値を設定可能である。CCD感度制御手段32は、前記画面平均値と明るさ設定値(目標値)を比較し、比較結果(大小関係)に基づき、CCD駆動手段31からCCD19の電荷増幅部64に出力する感度制御パルスCMDの電圧値(振幅)を算出してCCD駆動手段31に出力する。

CCD感度制御手段32のAGC制御法について以下に説明する。

図4に示した電荷増幅部64の感度制御パルスCMDの電圧値と感度増幅率の関係は、下記式で近似される。

$$M(V) = C \cdot \exp\{(V - V_{th})\} \dots (1)$$

20

但し、 $M(V)$ は感度制御パルスCMDの電圧値(振幅)が $V(v)$ の時の感度増幅率、 $V_{th}$ は電荷増幅が開始される閾値電圧、 $C$ 、 $V_{th}$ は設計的に可変なデバイス固有の定数である。

#### 【0042】

ある強度の被写体をCCDで撮像する場合、感度制御パルスCMDの電圧値の増減により画像の画面平均値が指数関数的に変化することを利用し、CCD感度制御手段32は、被写体からの蛍光と反射光強度の変化に対し、合成された蛍光画像の画面平均値と術者が設定したモニタ明るさと目標値が一致するように感度制御パルスCMDの電圧値(振幅)の大きさを变化(増減)させる。また、CCD感度制御手段32は、感度制御パルスCMDの電圧値が閾値以下の場合に印加電圧が0(V)となるように、CCD駆動手段

30

31を制御する。

図9及び図10は、電荷増幅部64に入力される感度制御パルスCMDの電圧値(振幅)を变化させる事により、感度増幅率を变化させた場合のモニタ6に表示される被写体強度に対する信号出力及びS/N特性を示している。

#### 【0043】

これらの図に示すように、微弱光領域(被写体強度が小さい)において、感度増幅率1倍(増幅なし)では、モニタ上での明るさは暗く、画質(S/N)は低いが、感度増幅率を大きくするに従いモニタは明るく、かつ、高画質となる特性を有する。

モード切替手段50は、通常光モードと特殊光モード(蛍光観察)のどちらかの観察モードを術者が任意に選択可能なスイッチである。

40

モード切替手段50の設置場所は、プロセッサ3、光源装置5、内視鏡2、あるいはこれら全てに設けられても良い。

モード切替手段50からのモード切替信号は、回転フィルタ切替手段46、RGB回転フィルタ制御手段47、測光手段37、CCD駆動手段31、CCD感度制御手段32、デジタル処理回路35に出力される。

次に、光源装置5について詳細に説明する。

#### 【0044】

ランプ40は、キセノンランプ、ハロゲンランプ、LED、LD(半導体レーザー)等からなる照明光を発生する。

集光レンズ45は、ランプ40から絞り41とRGB回転フィルタ43を介して導かれ

50

る照明光の光束をライトガイド 11 の後端面に集光する。

絞り 41 と RGB 回転フィルタ 43 は、ランプ 40 と集光レンズ 45 との間に挿入される。RGB 回転フィルタ 43 は、モータ 44 の回転軸に回転可能に接続されており、RGB 回転フィルタ制御手段 47 により所定の速度で回転制御される。

RGB 回転フィルタ制御手段 47 は、モード切替手段 50 からのモード切替信号により RGB 回転フィルタ 43 (モータ 44) の回転速度を所定の回転速度に制御可能になっている。RGB 回転フィルタ制御手段 47 は特殊光モード時の回転速度を通常光モードよりも遅くして露光時間を延長することも可能である。

#### 【0045】

絞り制御手段 42 には、測光手段 37 から画面平均値が入力され、その画面平均値と術者が任意に設定したモニタ明るさ目標値を比較する。尚、術者は図示しない光源装置 5 や信号処理装置 4 に設けられた明るさ設定手段からモニタ画面の明るさを任意に設定可能である。

絞り制御手段 42 は、前記比較結果 (大小関係) から、ランプ 40 と RGB 回転フィルタ 43 の間に配置されている絞り 41 の開閉動作を制御することにより、ライトガイド 11 の後端面への光量を制御する。

RGB 回転フィルタ 43 は、図 11 に示すように内周部分と外周部分に 2 組のフィルタセット 48、49 を有する 2 重構造となっている。

図 1 に示すように回転フィルタ切替手段 46 は、ランプ 40 とライトガイド 11 の後端面とを結ぶ照明光の光軸上に図 11 に示す RGB 回転フィルタ 43 の内周側の第 1 フィルタセット 48 と外周側の第 2 フィルタセット 49 とのいずれかを選択的に移動させ、RGB 回転フィルタ 43 全体を移動して照明光路上に配置させる。

#### 【0046】

通常光モード時に回転フィルタ切替手段 46 は、ランプ 40 からの照明光路上に内周側のフィルタセット 48 を配置する (ランプ 40 からの光ビーム P1 (図 11 の実線) を内周側のフィルタセット 48 に入射させる)。

特殊光モード時に回転フィルタ切替手段 46 は、ランプ 40 からの照明光路上に外周側のフィルタセット 49 を配置する (ランプ 40 からの光ビーム P2 (図 11 の破線) を外周側のフィルタセット 49 に入射させる)。

図 11 に示すように、RGB 回転フィルタ 43 の内周部分の第 1 フィルタセット 48 は、通常光モード用の R、G、B の 3 枚のフィルタであり、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の波長帯域を透過する分光特性を有するフィルタ 48R、48G、48B を有する。

外周部分の第 2 のフィルタセット 49 には特殊光モード (蛍光観察) 用の分光特性を有する Ex1、Ex2、Ex3 の 3 枚のフィルタ 51、52、53 が設けられている。

例えば、本実施の形態では、Ex1 のフィルタ 51 は 390 ~ 470 nm 領域を透過する励起光用フィルタである。

#### 【0047】

Ex2 のフィルタ 52 は、中心波長 550 nm 付近、半値幅 10 nm 程度の狭帯域でかつ透過率数 % 程度の分光特性を有する反射光用フィルタである。

Ex3 のフィルタ 53 は、中心波長 600 nm 付近、半値幅 10 nm 程度の狭帯域でかつ透過率数 % 程度の分光特性を有する反射光用フィルタである。

特殊光モードにおいて、内視鏡 2 の照明レンズ 13 から照射される照明光は例えば図 12 に示すような分光特性を有している。

フィルタ 48R、48G、48B は、CCD 19 の露光期間に対応し、各フィルタ 48R、48G、48B の間 54 に設けられる遮光部は、CCD 19 の遮光期間 (読み出し期間) に対応する。これは第 2 フィルタセット 49 も同様である。

特殊光観察用の第 2 フィルタセット 49 のそれぞれの大きさは、通常光観察用の第 1 フィルタセット 48 よりも大きくしてある。これは、特殊光観察時には通常光観察時よりも露光時間を長くするためである。

#### 【0048】

10

20

30

40

50

尚、図 11 では通常光用のフィルタ 48R、48G、48B を内周に、特殊光用のフィルタ 51, 52, 53 を外周に設けたが、逆の配置でも良い。

本実施例において、記憶装置 20 のメモリ 22 は CCD 19 が電荷を蓄積する蓄積時間を複数記憶する記憶手段となっている。

また、CCD 駆動手段 31 は、この記憶手段に蓄積されている蓄積時間に基づいて前記撮像素子の蓄積時間の制御を行う駆動手段となっている。

尚、前記複数の蓄積時間とは、通常光モードと特殊モードそれぞれにおける蓄積時間、及び通常光モードと特殊モードそれぞれにおける 3 波長各々の蓄積時間のことを示している。

このような構成の内視鏡装置 1 の作用を説明する。

10

まず、内視鏡装置 1 の使用方法について以下に説明する。

内視鏡検査を開始するに当たり、術者は、複数種類の内視鏡の中から観察部位に対応した種類の内視鏡 2 をプロセッサ 3 に接続する。これにより、プロセッサ 3 の CPU 30 は、内視鏡 2 の記憶装置 20 の CPU 21 を介してメモリ 22 に格納されている内視鏡 2 に関する各種データの読み出しを行う。

そして、各種データの一つである内視鏡の種類に応じた通常光モードと特殊光モード（蛍光観察）のそれぞれの 3 波長の CCD 19 における電荷蓄積時間もメモリ 22 から CPU 30 に読み出される。この電荷蓄積時間データは、観察モードに応じて CCD 駆動手段 31 に出力される。

次に、通常光モード及び特殊光モード（蛍光観察）の作用を説明する。

20

#### 【0049】

術者は、内視鏡 2 の挿入部 10 を患者体腔内（気管支、食道、胃、大腸、腹腔、胸腔、膀胱、子宮等）に挿入し、観察を行う。

通常光観察（通常光モード）を行う場合には、回転フィルタ 43 は第 1 フィルタセット 48 が照明光路上に配置され、CCD 19 の感度増幅率は 1 倍（感度増幅なし）に設定される。ランプ 40 から照射される照明光は、第 1 フィルタセット 48 を透過することにより、R（赤）、G（緑）、B（青）の面順次照明光が生体組織に内視鏡 2 のライトガイド 11 を介して照明レンズ 13 から時系列的に照射される。

CCD 駆動手段 31 は、CPU 30 から入力される通常光モード時の R、G、B の蓄積時間データに基づき、CCD 19 に R、G、B の反射光の各露光時間に電子シャッターパルス OFD を出力し、電荷クリアされるパルス期間を制御し、所望の蓄積時間制御を行う。

30

#### 【0050】

CCD 19 における画素の電荷の蓄積時間は、感度可変 CCD を搭載していない一般的な内視鏡よりも短い。自家蛍光は微弱なため、CCD 19 の受光面への入射光量を大きくする必要があり、例えばライトガイド 11 は一般的な内視鏡よりも本数を多くしたり、対物レンズ 14 は、一般的な内視鏡に使用されるものよりも明るいレンズが搭載された設計となっている。

そのため、通常光観察を行うと、一般的な内視鏡に比べて CCD 19 の受光面への入射強度は大きくなるため、蓄積時間を短くすることにより入射量を調整するように、内視鏡の種類に応じて蓄積時間が設定されている。

40

測光手段 37 はモニタ画面に表示される輝度信号を算出し、絞り制御手段 42 に出力する。絞り制御手段 42 は、輝度信号と術者が設定したモニタ明るさの基準値（目標値）との比較を行い、比較結果（大小）に応じて絞り 41 の開閉制御を行う。

#### 【0051】

この絞り制御手段 42 は、モニタ画面（輝度信号）が基準値よりも明るい場合は、絞り 41 を閉じる方向（ライトガイド 11 の後端面への照射強度が小さくなる）に動作させる。一方、モニタ画面が基準値よりも暗い場合は、絞り 41 を開ける方向（ライトガイド 11 の後端面への照射強度が大きくなる）に動作させる。このように、内視鏡装置 1 は、生体組織への照射強度を変化させることで、モニタ 6 の明るさが術者の設定値で維持される

50

ように、絞り 4 1 の制御による自動調光動作（光源装置 5 の絞り開閉制御による調光）を行う。

生体組織からの R、G、B の反射光は、CCD 19 に順次入射される。CCD 19 からの R、G、B の反射光に対応する CCD 出力信号は、信号処理装置 4 に入力され、アナログ処理回路 33、デジタル処理回路 35 で各種信号処理が施され、モニタ 6 や記憶手段等の周辺機器に出力される。これにより、モニタ 6 や周辺機器に通常光画像の表示や記録が行われる。

#### 【0052】

モニタ 6 には、図 9 及び図 10 に示すような感度増幅率 1 倍に対応する出力信号及び S/N 特性が得られる。

10

蛍光観察（特殊光モード）を行う場合には、術者は、モード切替手段 50 を構成する内視鏡 2 やプロセッサ 3 に設けられているモード切替スイッチ等により、特殊光モード（蛍光観察）を選択する。この選択指示に伴い、回転フィルタ切替手段 46 は、RGB 回転フィルタ 43 の第 2 フィルタセット 49 を照明光路上に配置する。また、絞り制御手段 42 は、CCD 19 への入射光強度が小さいために絞り 41 をほぼ全開の位置に保持する。

#### 【0053】

内視鏡 2 が生体組織に近接～拡大した場合は、CCD 19 への蛍光の入射強度が大きくなり、電荷増幅部 64 の感度増幅率が 1 倍（増幅なし）でもモニタ画面が飽和となる場合がある。その場合は、絞り制御手段 42 は、絞り 41 を閉じる方向に制御し、これにより被写体への照射光量を調整する制御が行われる。

20

光源装置 5 のランプ 40 から照射された照明光は、RGB 回転フィルタ 43 の第 2 のフィルタセット 49 を透過することにより発生する、フィルタ E x 1 の励起光である青色帯域、フィルタ E x 2 の緑狭帯域光、フィルタ E x 3 の赤狭帯域光が、それぞれ集光レンズ 45 を介してライトガイド 11 の後端面に入射され、内視鏡 2 の先端部 12 に搭載されている照明レンズ 13 から生体組織に例えば図 12 に示すような分光特性（スペクトル、強度）を有する照明光として順次に照射される。

#### 【0054】

CCD 駆動手段 31 は、CPU 30 から入力される特殊光モード（蛍光観察）時の蛍光、緑反射光、赤反射光のそれぞれの蓄積時間データに基づき、CCD 19 に蛍光の波長と反射光の 2 波長の撮像時に電子シャッターパルス OFD の電荷クリアするパルス幅（期間）を制御し、所望の蓄積時間となるように制御する。蛍光の波長と反射光の 2 波長の蓄積時間は、反射光の 2 波長よりも蛍光の方が長いため、電子シャッターパルス OFD のパルス幅は蛍光よりも反射光の 2 波長の方が長くなる。

30

自家蛍光強度は、反射光強度に対して非常に微弱であり、また、蛍光の波長と反射光の 2 波長の強度比は、部位毎に異なるため、例えば図 12 に示すような照射光を正常な生体組織に照射すると、CCD 19 の受光面にある部位（複数の内視鏡の種類の一種類）では例えば図 13 に示すような自家蛍光の波長と反射光の 2 波長のスペクトルが得られる。

#### 【0055】

ここで、各波長の強度比は、例えば、およそ 蛍光：緑反射光（緑狭帯域）：赤反射光（赤狭帯域）= 1 : 5 : 10 と仮定する。

40

#### 【0056】

特殊光モード時の各波長の蓄積時間 TA は、例えば 蛍光 = TE、緑反射光は 0.2 \* TE、赤反射光は 0.1 \* TE がメモリ 22 に格納されており、蛍光の波長と反射光の 2 波長をこの蓄積時間で撮像すると各波長では同等レベルの画面平均値となる。このように蛍光は、反射光の 2 波長よりも長い蓄積時間で撮像される。また、他の部位で蛍光と反射光の強度比が大きく異なれば CPU 30 は、その強度比を考慮して蛍光の波長と反射光の 2 波長の蓄積時間を算出する。メモリ 22 には内視鏡の種類毎に最適な蓄積時間データが格納されている。

測光手段 37 は、モニタ画面の明るさに関連する蛍光と反射光の合成画像の画面平均値を算出し、この結果を、CCD 感度制御手段 32 と絞り制御手段 42 に出力する。

50

ＣＣＤ感度制御手段３２は、画面平均値と術者が設定したモニタ明るさの基準値（目標値）とを比較し、比較結果（大小）に応じてＣＣＤ１９の電荷増幅部６４の感度増幅率の制御を行うために、ＣＣＤ駆動手段３１からＣＣＤ１９に出力される感度制御パルス　ＣＭＤの電圧値（振幅）を制御する。

【００５７】

モニタ画面が基準値よりも明るい場合にはＣＣＤ感度制御手段３２は、感度制御パルス　ＣＭＤの電圧値をより小さくすることにより感度増幅率を小さくする。一方、モニタ画面が基準値よりも暗い場合にはＣＣＤ感度制御手段３２は、感度制御パルス　ＣＭＤの電圧値（振幅）をより大きくすることにより感度増幅率を大きくする。

これらの動作により、明るさが変化する被写体に対して、モニタ６の明るさを術者の設定値（目標値）に維持できるようにＣＣＤ１９の電荷増幅部６４の感度増幅率を変化させて自動調光動作（電荷増幅部６４の感度増幅率制御によるＡＧＣ）が行われる。また、ＣＣＤの温度変化により感度増幅率が変化しても、モニタ６の明るさを術者の設定値（目標値）に維持できるように、ＣＣＤ１９の電荷増幅部６４の感度増幅率を変化させる自動調光制御が行われる。

10

【００５８】

対物レンズ１４には、生体組織への励起光照射による励起光自身の反射光及び励起光により生体組織から発せられた概ね５２０ｎｍ付近にピークを有する自家蛍光が入射されるが、励起光カットフィルタ１５により励起光自体はカットされ、ＣＣＤ１９の受光面には自家蛍光のみが入射する。また、緑狭帯域及び赤狭帯域の照明光に対する反射光は、対物

20

レンズ１４に入射し、励起光カットフィルタ１５を透過してＣＣＤ１９の受光面に入射する。

生体組織からの蛍光、緑反射光、赤反射光は、ＣＣＤ１９に順次入射される。ＣＣＤ１９からの各波長に対応するＣＣＤ出力信号は、信号処理装置４に入力され、アナログ処理回路３３、デジタル処理回路３５で各種所定の信号処理が施され、モニタ６やパーソナルコンピュータ等の周辺機器において蛍光画像の表示や記憶が行われる。

【００５９】

また、デジタル処理回路３５では、蛍光、緑反射光、赤反射光の撮像時にホワイトバランス係数は、メモリ２２に格納されている通常光モードとは異なる特殊光モード（蛍光観察）の設定値に切り換えられる。また、色変換処理では、例えば各波長の出力は、蛍光は

30

Gチャンネル、赤反射光はBチャンネル、緑反射光はRチャンネルに出力されるように色変換が施される。

これにより、モニタ６には、図９及び図１０に示すような任意の感度増幅率に対応する出力信号及びS/N特性が得られる。特に微弱光領域において、ＣＣＤ１９の電荷増幅部６４への感度制御パルス　ＣＭＤの電圧値（振幅）を変え、感度増幅率を大きくすることにより、モニタ６には、感度増幅率３倍や１０倍等に相当する出力信号及びS/N特性が得られる。尚、感度増幅率は、３倍、１０倍のみならず、感度制御パルス　ＣＭＤの電圧値（振幅）を制御する事により任意の値に増幅可能である。

【００６０】

蛍光観察は、例えば青色領域の励起光を粘膜に照射すると５２０ｎｍ付近にピークを有する自家蛍光が得られ、この自家蛍光の強度比は正常部位に対して病変部位は小さい特性を利用したものである。

40

また、血液の影響、すなわちヘモグロビン吸収帯を鋭敏に捉えられる緑反射光、及び、参照光（血液の影響がない波長帯域）として赤反射光を用いることにより、観察対象部位を撮像して得られる合成画像は、炎症（血液）の影響を除外した病変の有無が鋭敏に検出可能な画像となる。例えば、蛍光観察により、炎症や過形成は正常組織と同じ色に表示され、腺腫やガンの部位は正常組織とは異なる色で表示される。これらにより、通常観察に比べて腫瘍性病変の拾い上げが容易となる。

【００６１】

また、本実施例における信号処理装置４においては、図５及び図６を参照して説明した

50

ように、デジタル処理回路 33 においては、アナログ処理する CDS IC 72 や A/D 変換する A/D 変換器 34 の前段において、欠陥画素としての白傷が存在する場合に大きく影響される OB エリア 61 の水平ラインの画素の信号をクランプする代わりに、白傷の影響がないダミー部 63 の信号を基準信号としてクランプするようにしているので、白傷に影響されない（具体的には画像に黒線状の模様等が現れるようなことを画質の劣化を防止できる）アナログ処理を行える。

また、ダミー部 63 の信号を基準信号とした場合に、ダミー部 63 では、温度や増幅率の変化による黒レベルのずれを補正できないため、（白傷の存在しない部分での）本来の OB エリア 61 の信号レベルとで小さなずれが発生するが、デジタルクランプ回路 74 において、白傷に影響されないように OB エリア 61 の全画素の画像データを用いてデジタルクランプ処理を行うようにしているので、実質的に白傷に影響されないで、本来の OB エリア 61 の信号レベルを黒レベルとした画像に対応する映像信号を生成できるようになる。

10

#### 【0062】

従って、本実施例は以下の効果を有する。

このように本実施例によれば、欠陥画素が存在する可能性のある OB エリア 61 の信号をアナログクランプしないで、ダミー部 63 における欠陥画素に影響されない信号を基準信号としてアナログクランプすると共に、前記ダミー部 63 の信号レベルと欠陥画素が存在しない部分での本来の OB エリア 61 の信号レベルとに小さなずれが発生するが、OB 部 61 における水平方向の画素数よりも十分に大きな OB 部 61 全画素数の出力信号を用いてデジタルクランプすることにより、OB エリア 61 における白傷等の欠陥画素による画質の劣化を実質的に防止することができる。

20

#### 【0063】

また、本実施例によれば、記憶装置 20 のメモリ 22 に格納されている内視鏡 2 に関する各種データにより、内視鏡の種類（観察する部位）に応じて適宜最適な情報に基づき観察を行う事ができる。

また、記憶したデータを読み込んで制御する事で簡単な制御ですみ、特殊光モード（蛍光観察）時、強度の大きく異なる蛍光や反射光を撮像する際に、波長毎に蓄積時間を異なるように制御することで、蛍光と反射光の各画像を適切な明るさでそれぞれ撮像でき、それらの合成画像の蛍光観察画像は適切な明るさにして、より良好な画質を得られる。

30

#### 【0064】

また、本実施例における変形例として、例えば図 5 (c) におけるデジタルクランプ回路 74 において、白傷が存在する画素を除いて加算器 84 による加算と、除算器 85 による除算を行うようにしても良い。

具体的には、実施例 2 においても説明するように、各内視鏡 2 のメモリ 22 に、その内視鏡 2 に内蔵された CCD 19 における OB エリア 61 の欠陥画素としての白傷のある画素のアドレスの情報を書き込んでおき、（プロセッサ 3 の）信号処理装置 4 に接続された内視鏡 2 のメモリ 22 に格納された OB エリア 61 における白傷のある画素のアドレスの情報を CPU 30 は、CPU 21 を介して読み取る。

#### 【0065】

40

また、本変形例においては、CPU 30 は加算器 84 に対して、白傷が存在する画素では欠落した OB クランプパルスを印加するように制御すると共に、除算器 85 に対しても OB エリア 61 の全画素数から白傷が存在する画素数を減算した画素数の値を除算器 85 に入力する。

このような構成にすることにより、OB エリア 61 に白傷が存在してもその影響を解消でき、忠実に黒レベルの再生が可能になる。つまり、黒レベルに近い画像部分も忠実に再生している映像信号を生成することができる。

#### 【実施例 2】

#### 【0066】

次に本発明の実施例 2 を説明する。図 14 (a) は、本発明の実施例 2 における映像信

50

号処理回路３８の構成を示す。

この映像信号処理回路３８は、図５（ａ）の映像信号処理回路３８において、デジタルクランプ回路７４の前に、欠陥画像としての白傷の影響を補正する白傷補正回路９１を設けている。

この白傷補正回路９１は、図１４（ｂ）に示すように、白傷のある画素（白傷画素）９２を注目画素としてその周囲の画素部９３の画像データを用いてデジタル画像補正を行うものであり、図１４（ｃ）に示すように例えば画像メモリ９４に格納された画像データに対して白傷９２の画素周辺部を読み出し空間フィルタ処理部９５により、白傷９２の画像データを周辺画素の値で平均化等の空間フィルタ処理を行う。

【００６７】

この場合、画像メモリ９４に格納されるＯＢエリア６１及びイメージエリア６０における欠陥画素となる白傷９２の画像データに対して行う。このため、例えば各内視鏡２にそれぞれ内蔵されたＣＣＤ１９におけるＯＢエリア６１及びイメージエリア６０の白傷９２の画素位置（番地）の情報がメモリ２２に格納するようにしている。

そして、信号処理装置４内のＣＰＵ３０は、接続された内視鏡２のメモリ２２からＣＰＵ２１を介してその情報を読み出して、空間フィルタ処理部９５に送り、空間フィルタ処理部９５は、その情報により白傷９２の画像データに対して白傷補正処理を行う。具体的には、白傷９２の画像データは、周囲の画素部９３の平均値や重み付け平均等の空間フィルタ処理した画像データ値に置換され、白傷９２の影響は殆ど解消されるようになる。その他の構成は、実施例１と同様である。

【００６８】

本実施例によれば、アナログ処理回路３３におけるアナログクランプ処理は、実施例１と同様の動作となる。一方、デジタル処理回路３５におけるデジタルクランプ処理においては、ＯＢエリア６１における白傷９２の画像データは、周囲の画素部９３による平均値等で置換されて白傷９２の画像データを使用しないようにしているので、実施例１よりも忠実に黒レベルを再現できる（或いは、実施例１の変形例と同様の効果が得られる）。なお、ＯＢエリア６１における白傷９２の補正は、単に白傷９２の画素の水平方向等の両側の（白傷９２でない通常の）画素のデータの平均値により置換しても良い。

【００６９】

また、本実施例によれば、イメージエリア６０における白傷９２の画素も周囲の画素部９３の画像データにより適切に置換等されるので、白傷９２が殆ど解消された画質の良い画像が得られるようになる。

なお、図１４（ｃ）においては、一時旦画像メモリ９４に画像データを格納した後、空間フィルタ処理部９５において白傷９２の画像データに対して補正を行っているが、画像メモリ９４の前段側に空間フィルタ処理を行う構成にしても良い。

【００７０】

なお、実施例１及び２においては、アナログクランプ処理を行う場合、ダミー部６３からの信号がアナログクランプ回路７１或いは７３に入力されるタイミングにおいて行っているが、これに限定されるものでなく、例えばアナログ処理回路３３内にこれに代わる基準信号発生回路を設け、切り換えスイッチ等により、ＯＢエリア６１からの信号がアナログクランプ回路７１或いは７３に入力されるタイミングにおいて基準信号発生回路からの基準信号が入力されるように切り換えるようにしても良い。なお、この場合の基準信号のレベルは、ＯＢエリア６１における本来の信号レベルよりも（ＯＢエリア６１の信号レベルは温度依存性を示すが）通常の使用状態（例えば体内に挿入して使用する温度状態）において、僅かに低くなるように設定すると良い。

なお、例えば、図５（ｃ）において、除算器８５からは、ダミー部６３の信号レベルと本来のＯＢエリア６１の信号レベルとの差に対応する差信号が出力されるので、この差信号をＣＣＤ１９の温度を推定する情報として利用しても良い。つまり、ダミー部６３の信号は、温度に影響しないが、ＯＢエリア６１の信号レベルは温度と共に大きくなるので、上記差信号の値により、ＣＣＤ１９の温度の推定に利用できる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 1 】

また、白傷は、温度及び設定される感度増幅率或いは感度制御パルス C M D に大きく影響されるので、白傷の画素からの出力信号により、C C D 1 9 の温度や感度増幅率の推定に利用しても良い。

例えば、メモリ 2 2 に格納されている白傷の画素の画素位置の情報により、その白傷の画素からの信号を複数個積算する等すると共に、感度制御パルス C M D を変更して印加した場合における複数の情報により、C C D 1 9 の温度や実際に設定される増幅率を推定することが原理的に可能となる。より具体的には、予め既知の温度及び所定の感度制御パルス C M D を変更してそれぞれの場合の C C D 1 9 の出力信号のレベルを測定して、メモリ 2 2 に格納しておく。そして、実際の使用時において、感度制御パルス C M D を変更してその場合の C C D 1 9 の出力信号のレベルを測定し、メモリ 2 2 に格納された情報に最も近い情報から C C D 1 9 の温度や増幅率を推定する。

10

## 【 0 0 7 2 】

そして、例えば、推定された C C D 1 9 の温度や増幅率の値をモニタ 6 の画面に表示する等しても良い。また、O B エリア 6 1 において、白傷を意図的に多く形成したものを用意し、その部分の白傷の情報を利用して温度や増幅率を推定するようにしても良い。特に O B エリア 6 1 等、イメージエリア 6 0 以外の部分での白傷の信号レベルから温度推定や増幅率推定を行うと、イメージエリア 6 0 の信号期間と重ならないので、その推定の処理が行い易くなる。

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して、構成される実施例等も本発明に属する。

20

## 【 0 0 7 3 】

## [ 付 記 ]

1 . 請求項 3 において、前記欠陥画素補正手段は、欠陥画素の画像データをその周囲の画素の画像データを用いた処理値により補正する。

2 . 請求項 3 において、前記欠陥画素補正手段は、イメージエリアにおける欠陥画素をその周囲の画素の画像データにより補正する。

3 . 請求項 1 において、前記アナログ信号クランプ手段は、内視鏡用信号処理装置内に設けた基準信号発生手段による基準信号をクランプする。

4 . 請求項 1 において、前記基準信号は、前記オプティカルブラックエリアにおける欠陥画素が存在しない場合の出力信号のレベルよりも僅かに低いレベルに通常は設定してある。

30

## 【 産業上の利用可能性 】

## 【 0 0 7 4 】

増幅率を可変する機能を内蔵した電子内視鏡による体腔内等に挿入して、微弱な蛍光観察等を行う場合にも、適切な信号処理を行い、S / N の良い内視鏡検査を行うことができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 7 5 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 を備えた内視鏡装置の概略構成を示すブロック図。

40

【 図 2 】 本発明の実施例 1 に係る電荷結合素子型固体撮像素子の構成を示すブロック図。

【 図 3 】 本発明の実施例 1 に係る C M D 、 S 1 、 S 2 のタイミングチャート。

【 図 4 】 本発明の実施例 1 に係る C C D 感度に関する C M D 印加電圧と C M D 増幅率の関係を示す説明図。

【 図 5 】 映像信号処理回路と、その中のアナログクランプ回路及びデジタルクランプ回路の構成を示す図。

【 図 6 】 アナログクランプ回路に動作内容を従来例と比較して示すタイミングチャート。

【 図 7 】 本発明の実施例 1 に係る特殊光モード時の C C D の駆動のタイミングチャート。

【 図 8 】 本発明の実施例 1 に係る通常光モード時の C C D の駆動のタイミングチャート。

【 図 9 】 本発明の実施例 1 に係る C C D 感度特性 ( モニタ出力信号 ) を示すグラフ。

50

【図 1 0】本発明の実施例 1 に係る C C D 感度特性 ( S / N ) を示すグラフ。

【図 1 1】本発明の実施例 1 に係る R G B 回転フィルタの構成を示す平面図。

【図 1 2】本発明の実施例 1 に係る蛍光観察における光源装置の分光特性を示すグラフ。

【図 1 3】本発明の実施例 1 に係る蛍光観察における蛍光及び反射光の分光特性を示すグラフ。

【図 1 4】本発明の実施例 2 における映像信号処理回路の構成を示すブロック図。

【図 1 5】従来例における電荷結合素子型固体撮像素子の構成等を示す図。

【符号の説明】

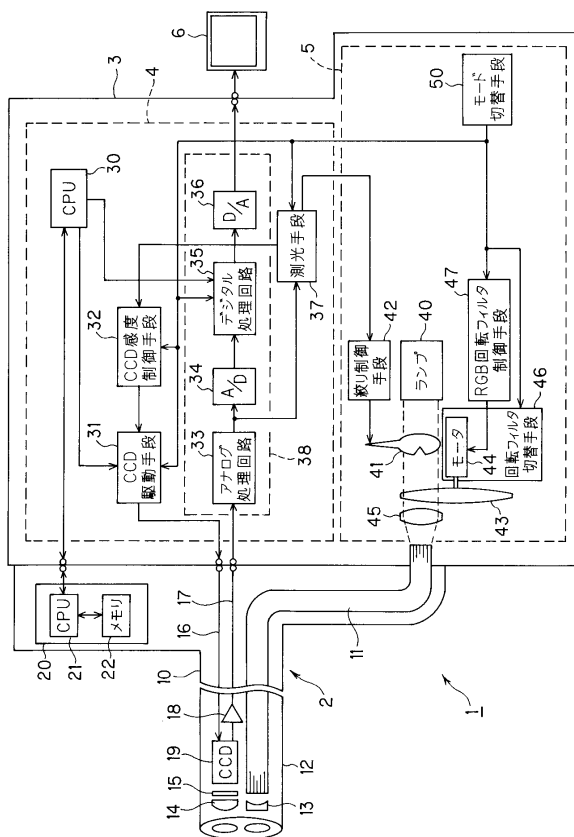
【 0 0 7 6 】

1 ... 内視鏡装置	10
2 ... 電子内視鏡	
3 ... プロセッサ	
4 ... 信号処理装置	
5 ... 光源装置	
6 ... モニタ	
1 0 ... 挿入部	
1 1 ... ライトガイド	
1 3 ... 照明レンズ	
1 4 ... 対物レンズ	
1 5 ... 励起光カットフィルタ	20
1 9 ... C C D	
2 0 ... 記憶装置	
2 1 ... C P U	
2 2 ... メモリ	
3 0 ... C P U	
3 1 ... C C D 駆動手段	
3 2 ... C C D 感度制御手段	
3 3 ... アナログ処理回路	
3 4 ... A / D 変換器 ( A / D    I C )	
3 5 ... デジタル処理回路	30
3 6 ... D / A 変換器	
3 7 ... 測光手段	
3 8 ... 映像信号処理回路	
4 0 ... ランプ	
4 1 ... 絞り	
4 2 ... 絞り制御手段	
4 3 ... R G B 回転フィルタ	
4 4 ... モータ	
4 6 ... 回転フィルタ切替手段	
5 0 ... モード切替手段	40
6 0 ... イメージエリア	
6 1 ... O B エリア	
6 3 ... ダミー部	
6 4 ... 水平転送路	
6 5 ... 出力アンプ部	
7 1、7 3 ... アナログクランプ回路	
7 2 ... C D S    I C	
7 4 ... デジタルクランプ回路	
7 5 ... ポストデジタル処理回路	
8 1 ... コンデンサ	50

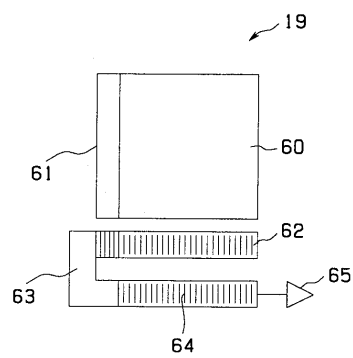
- 8 2 ... トランジスタ  
 8 3 ... 減算器  
 8 4 ... 加算器  
 8 5 ... 除算器

代理人 弁理士 伊藤 進

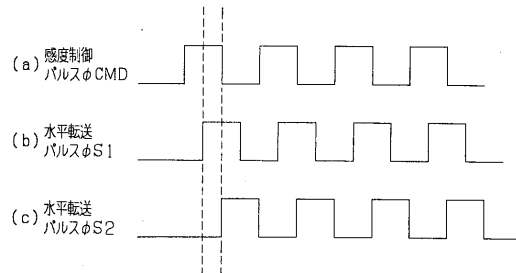
【図 1】



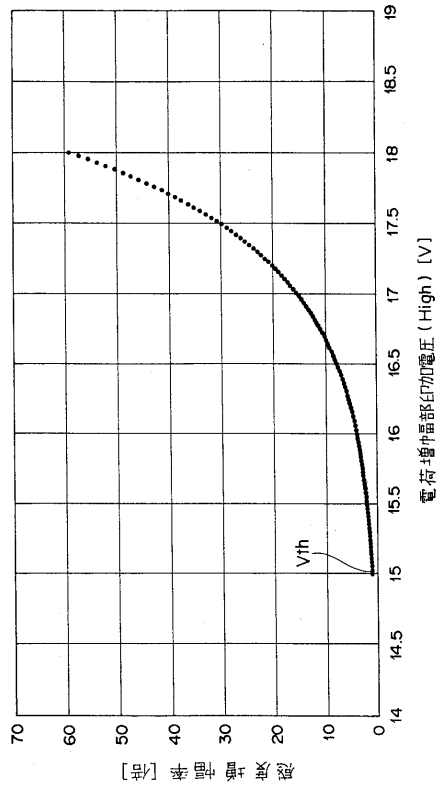
【図 2】



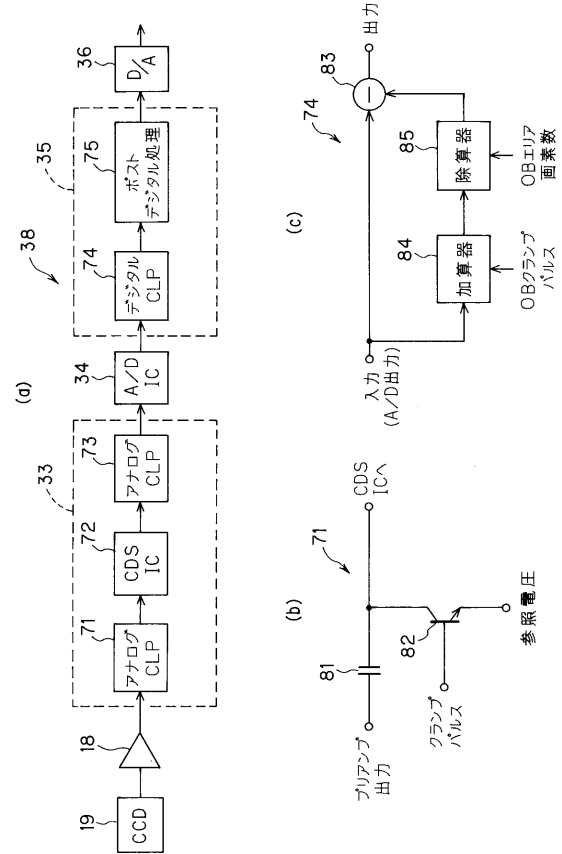
【図 3】



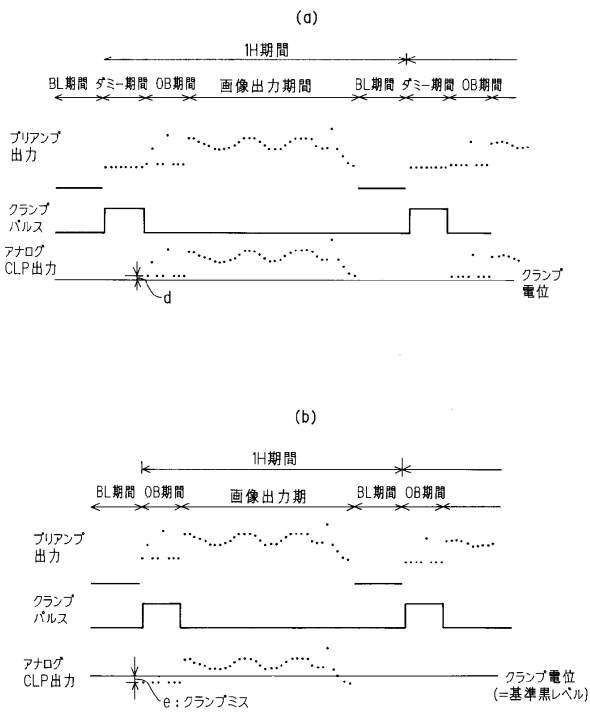
【図4】



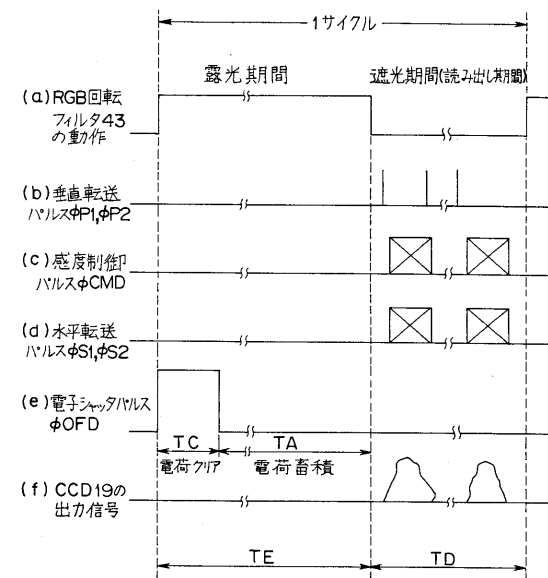
【図5】



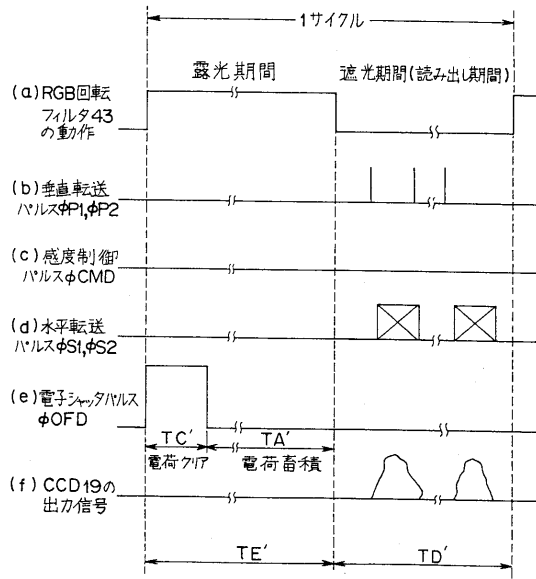
【図6】



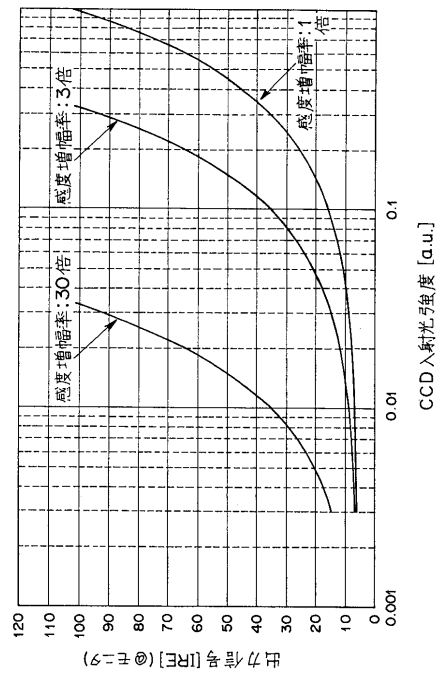
【図7】



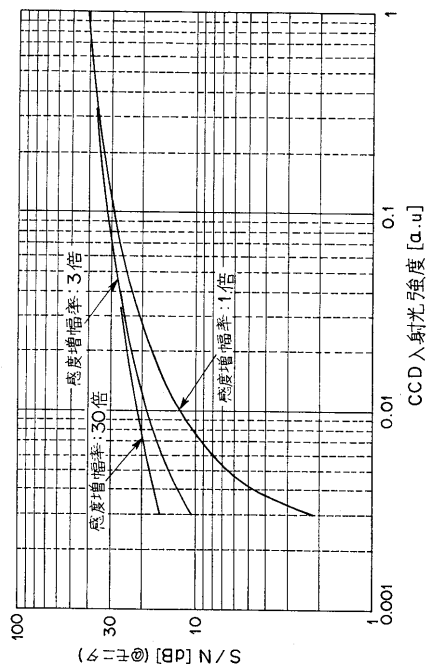
【図 8】



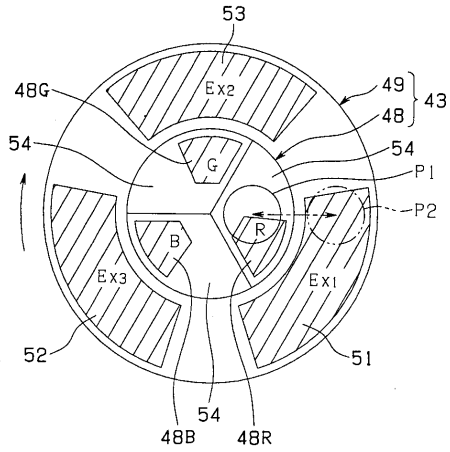
【図 9】



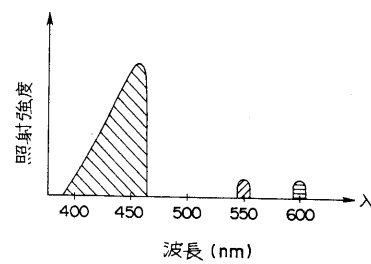
【図 10】



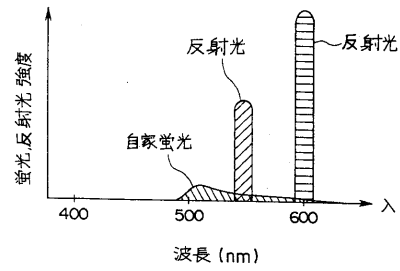
【図 11】



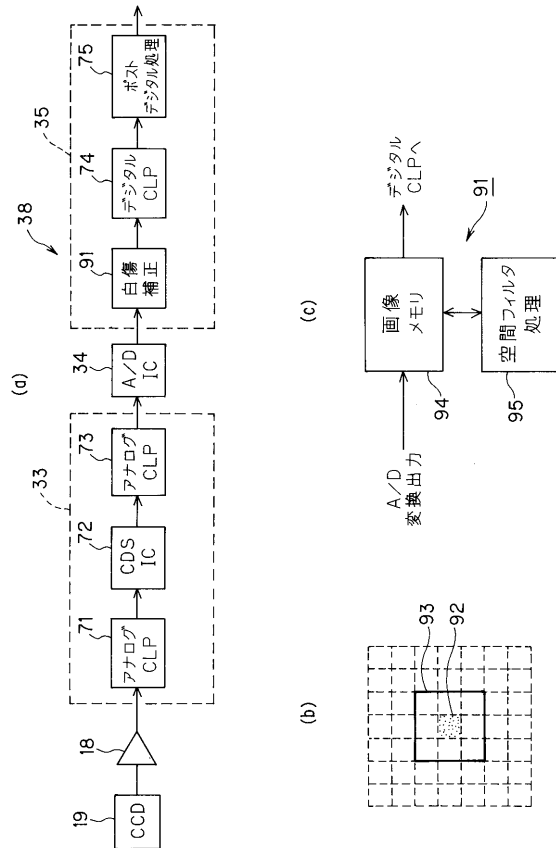
【図 12】



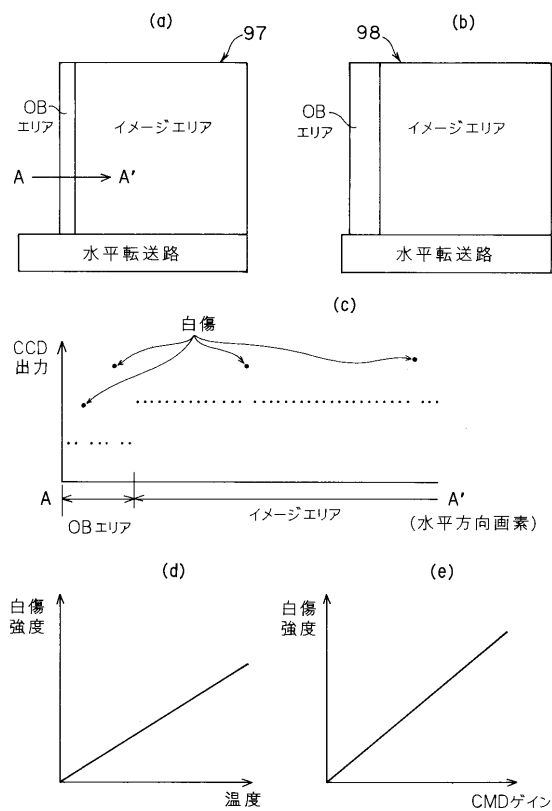
【図 13】



【図 14】



【図 15】



---

フロントページの続き

(72)発明者 道口 信行

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2001-29313(JP,A)

特開平10-276976(JP,A)

特開2000-350194(JP,A)

特開平8-9223(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/04

G02B 23/24

H04N 5/222

H04N 7/18

专利名称(译)	内窥镜的信号处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP3813961B2</a>	公开(公告)日	2006-08-23
申请号	JP2004028426	申请日	2004-02-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	石原英明 塙隆行 大河文行 道口信行		
发明人	石原 英明 塙 隆行 大河 文行 道口 信行		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	H04N5/361 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/051 G02B23/2476 H01L27/148 H04N5/367 H04N5/372 H04N5/37213 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/045.612 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/SS04 4C061/SS07 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/TT04 4C061/WW04 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/SS04 4C161/SS06 4C161/SS07 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/TT04 4C161/WW04 4C161/WW08		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2005218570A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供信号处理器，防止像素的缺陷（例如光学区域中的白色瑕疵）导致的图像质量劣化。解决方案：通过前置放大器18从包含变化放大因子的功能的CCD 19传递的输出信号在CCD 19中的模拟钳位电路71的模拟信号输出周期中被模拟钳位而没有白色瑕疵。模拟处理电路33，并且类似地在A / D转换器34的前一步骤中以模拟方式钳位。通过A / D转换器34的数字信号基本上消除了OB（光学黑）区域中白色瑕疵的影响。使用数字钳位电路74中的OB区域上的整个像素进行数字钳位处理，以防止图像质量的劣化。Ž

【 図 1 】

