

(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2009-195601
(P2009-195601A)

(43) 公開日 平成21年9月3日(2009.9.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-42884 (P2008-42884)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成20年2月25日 (2008.2.25)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(72) 発明者	中村 和彦
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
			フジノン株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 DA12 GA03
			4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01
			LL02 NN01 NN05 NN07 SS21
			TT20 YY12
			最終頁に続く

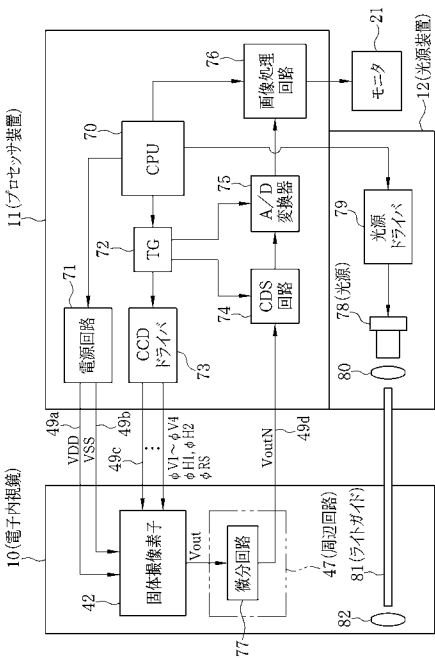
(54) 【発明の名称】 撮像システム及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 固体撮像素子を内蔵する部分を小型化し、かつ耐ノイズ性の高い伝送を行う。

【解決手段】 電子内視鏡10は、アナログ出力を行うCCD型の固体撮像素子42を先端部に内蔵しており、プロセッサ装置11は、信号線49dを介して固体撮像素子42からの出力信号を受信して画像を生成する。固体撮像素子42の出力信号Voutを、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅したものを出力信号VoutNとして出力し、信号線49dに伝送させる微分回路77を電子内視鏡10の先端部に設ける。微分回路77は、出力端子がフィードバック抵抗を介して反転入力端子に接続され、反転入力端子が抵抗及びコンデンサを介して接地され、非反転入力端子に出力信号Voutが入力されたオペアンプからなる。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

アナログ出力を行う固体撮像素子と、前記固体撮像素子と信号線により接続され、前記信号線を介して前記固体撮像素子からの出力信号を受信して画像を生成する外部装置とからなる撮像システムにおいて、

前記固体撮像素子の出力信号を、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅して前記信号線に伝送させる微分回路を備えることを特徴とする撮像システム。

【請求項 2】

前記微分回路は、出力端子がフィードバック抵抗を介して反転入力端子に接続され、反転入力端子が抵抗及びコンデンサを介して接地されたオペアンプからなり、このオペアンプの非反転入力端子に前記出力信号が入力されることを特徴とする請求項 1 に記載の撮像システム。

【請求項 3】

前記固体撮像素子は、CCD 型イメージセンサであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の撮像システム。

【請求項 4】

アナログ出力を行う固体撮像素子を先端部に内蔵した内視鏡と、前記固体撮像素子と信号線により接続され、前記信号線を介して前記固体撮像素子からの出力信号を受信して画像を生成する外部装置とからなる内視鏡システムにおいて、

前記固体撮像素子の出力信号を、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅して前記信号線に伝送させる微分回路を前記先端部に備えることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、固体撮像素子と外部装置とが信号線を介して電氣的に接続された撮像システム及び内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡システムは、体腔内（被検体内）を撮像する固体撮像素子を備えた内視鏡と、固体撮像素子の動作を制御するとともに、固体撮像素子の出力信号を受信して画像を生成する外部装置（プロセッサ装置）とを備えた一種の撮像システムである。この固体撮像素子と外部装置とは、複数の信号線によって電氣的に接続されており、これら複数の信号線を介して、外部装置から固体撮像素子への電源電圧や駆動信号の伝送と、固体撮像素子から外部装置への出力信号の伝送が行われる。

【0003】

内視鏡システムに限られず、一般的に、CCD（Charge Coupled Device）型イメージセンサ等のアナログ出力を行う固体撮像素子を備えた撮像システムでは、固体撮像素子の出力信号は、結合コンデンサを通し、交流結合（AC カップリング）により直流成分を除去したうえで外部装置に伝送されている（例えば、特許文献 1 参照）。これは、外部装置内で出力信号を増幅する際に、撮像情報を含む交流成分とともに、撮像情報を含まない直流成分も増幅してしまうためである。

【特許文献 1】特開 2006-270920 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記のように固体撮像素子の出力信号を交流結合させて伝送する場合には、出力信号の周波数特性が劣化して、出力信号にサグ（電圧の低下）が発生し、画像に輝度ムラが生じるという問題がある。このサグの発生を防止するには、結合コンデンサを大容量としなければならない。

10

20

30

40

50

【0005】

この結合コンデンサは、予め出力信号の S/N 比を向上させて、耐ノイズ性の高い伝送を行うために、固体撮像素子の近傍に設けることが好ましい。しかし、内視鏡システムのように、固体撮像素子が内蔵される部分を可能な限り小型化したいという要請がある撮像システムでは、固体撮像素子の近傍に大容量で大型の結合コンデンサを設けることは好ましくない。

【0006】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、固体撮像素子を内蔵する部分を小型化し、かつ耐ノイズ性の高い伝送を行うことができる撮像システム及び内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の撮像システムは、アナログ出力を行う固体撮像素子と、前記固体撮像素子と信号線により接続され、前記信号線を介して前記固体撮像素子からの出力信号を受信して画像を生成する外部装置とからなる撮像システムにおいて、前記固体撮像素子の出力信号を、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅して前記信号線に伝送させる微分回路を備えることを特徴とする。

【0008】

なお、前記微分回路は、出力端子がフィードバック抵抗を介して反転入力端子に接続され、反転入力端子が抵抗及びコンデンサを介して接地されたオペアンプからなり、このオペアンプの非反転入力端子に前記出力信号が入力されることが好ましい。

【0009】

また、前記固体撮像素子は、CCD型イメージセンサであることが好ましい。

【0010】

また、本発明の内視鏡システムは、アナログ出力を行う固体撮像素子を先端部に内蔵した内視鏡と、前記固体撮像素子と信号線により接続され、前記信号線を介して前記固体撮像素子からの出力信号を受信して画像を生成する外部装置とからなる内視鏡システムにおいて、前記固体撮像素子の出力信号を、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅して前記信号線に伝送させる微分回路を前記先端部に備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明の撮像システムは、固体撮像素子の出力信号を、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅する微分回路を備えるので、耐ノイズ性の高い伝送を行うことができ、ノイズの少ない画像を得ることができる。また、この微分回路は、交流結合のための結合コンデンサに比して極めて小さなコンデンサを用いるものであるため、固体撮像素子を内蔵する部分を小型化することができる。

【0012】

また、本発明の内視鏡システムは、固体撮像素子の出力信号を、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅する微分回路を内視鏡の先端部に備えるので、耐ノイズ性の高い伝送を行うことができ、ノイズの少ない画像を得ることができるとともに、内視鏡の先端部を小型化することができる。これにより、内視鏡が挿入される患者の負担が軽減される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

図1において、内視鏡システム2は、電子内視鏡10、プロセッサ装置11、光源装置12などから構成される。電子内視鏡10は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部14と、挿入部14の基端部分に連設された操作部15と、プロセッサ装置11及び光源装置12に接続されるユニバーサルコード16とを備えている。

【0014】

挿入部14の先端には、体腔内撮影用の固体撮像素子42（図3参照）などが内蔵され

10

20

30

40

50

た先端部 17 が連設されている。先端部 17 の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 18 が設けられている。湾曲部 18 は、操作部 15 に設けられたアングルノブ 19 が操作されて、挿入部 14 内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部 17 が体腔内の所望の方向に向けられる。

【0015】

ユニバーサルコード 16 の基端は、コネクタ 20 に連結されている。コネクタ 20 は、複合タイプのものであり、コネクタ 20 にはプロセッサ装置 11 が接続される他、光源装置 12 が接続される。

【0016】

プロセッサ装置 11 は、ユニバーサルコード 16 内に挿通された信号線 49（図 3 参照）を介して電子内視鏡 10 に給電を行い、固体撮像素子 42 の駆動を制御するとともに、固体撮像素子 42 からの出力信号を信号線 49 を介して受信し、受信した出力信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。プロセッサ装置 11 で変換された画像データは、プロセッサ装置 11 にケーブル接続されたモニタ 21 に内視鏡画像として表示される。また、プロセッサ装置 11 は、コネクタ 20 を介して光源装置 12 と電氣的に接続され、内視鏡システム 2 の動作を統括的に制御する。

【0017】

図 2 において、先端部 17 の前面 17a には、観察窓 30、照明窓 31、鉗子出口 32、及び送気・送水用ノズル 33 が設けられている。観察窓 30 は、先端部 17 の片側中央に配置されている。照明窓 31 は、観察窓 30 に関して対称な位置に 2 個配され、体腔内の被観察部位に光源装置 12 からの照明光を照射する。鉗子出口 32 は、挿入部 14 内に配設された鉗子チャンネル 50（図 3 参照）に接続され、操作部 15 に設けられた鉗子口 22（図 1 参照）に連通している。鉗子口 22 には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種処置具が挿通され、各種処置具の先端が鉗子出口 32 から露呈される。送気・送水用ノズル 33 は、操作部 15 に設けられた送気・送水ボタン 23（図 1 参照）の操作に応じて、光源装置 12 に内蔵された送気・送水装置から供給される洗浄水や空気を、観察窓 30 や体腔内に向けて噴射する。

【0018】

図 3 において、観察窓 30 の奥には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 40 を保持する鏡筒 41 が配設されている。鏡筒 41 は、挿入部 14 の中心軸に対物光学系 40 の光軸が平行となるように取り付けられている。鏡筒 41 の後端には、対物光学系 40 を経由した被観察部位の像光を、略直角に曲げて固体撮像素子 42 に向けて導光するプリズム 43 が接続されている。

【0019】

固体撮像素子 42 は、半導体チップからなる CCD（Charge Coupled Device）型イメージセンサであり、その表面には撮像面 42a が表面に設けられている。固体撮像素子 42 は、撮像面 42a がプリズム 43 の出射面と対向し、撮像面 42a が対物光学系 40 の光軸と平行となるように配置されている。撮像面 42a 上には、四角枠状のスペーサ 44 を介して矩形板状のカバーガラス 45 が取り付けられている。固体撮像素子 42、スペーサ 44、及びカバーガラス 45 は、接着剤を介して組み付けられている。これにより、塵埃などの侵入から撮像面 42a が保護されている。

【0020】

固体撮像素子 42 は、回路基板 46 に実装されている。回路基板 46 は、固体撮像素子 42 の下面、および側面を覆うように、固体撮像素子 42 を保持している。回路基板 46 には、固体撮像素子 42 の他、固体撮像素子 42 からの出力信号を外部に伝送させる周辺回路 47 が形成されている。挿入部 14 の後端に向けて延設された回路基板 46 の後端部には、複数の入出力端子 48 が回路基板 46 の幅方向に並べて設けられている。入出力端子 48 には、ユニバーサルコード 16 を介してプロセッサ装置 11 との各種信号の遣り取りを媒介するための信号線 49（図 6 に示す信号線 49a～49d からなる）が接合されており、入出力端子 48 は、周辺回路 47 及び固体撮像素子 42 に電氣的に接続されてい

10

20

30

40

50

る。信号線 49 は、挿入部 14、操作部 15、及びユニバーサルコード 16 の各内部を挿通し、コネクタ 20 に接続されている。

【0021】

また、照明窓 31 の奥には、照明レンズ 82（図 6 参照）が設けられている。照明レンズ 82 には、光源装置 12 からの照明光を導くライトガイド 81（図 6 参照）の出射端が面している。ライトガイド 81 は、信号線 49 と同様に、挿入部 14、操作部 15、及びユニバーサルコード 16 の各内部を挿通し、コネクタ 20 に入射端が接続されている。光源装置 12 からライトガイド 81 によって照明レンズ 82 まで導かれた光は、照明窓 31 を通して体腔内へ照射される。

【0022】

図 4 において、固体撮像素子 42 は、インターライン転送方式の CCD 型イメージセンサである。固体撮像素子 42 は、2 次元マトリクス状に配置され、光電変換により入射光に応じた信号電荷を生成して蓄積する複数の受光素子（フォトダイオード）60 と、受光素子 60 の垂直列ごとに設けられ、受光素子 60 から信号電荷を読み出し、読み出した信号電荷を垂直方向に転送する複数の垂直 CCD 61 と、各垂直 CCD 61 の出力端に共通に接続され、垂直 CCD 61 から出力された信号電荷を水平方向に転送する水平 CCD 62 と、水平 CCD 62 の出力端に接続され、水平 CCD 62 から出力された信号電荷を電圧に変換して外部に出力する出力部 63 とから構成されている。垂直 CCD 61 は、4 相 CCD であり、位相が異なる 4 種の垂直 CCD 駆動パルス $\phi V1 \sim \phi V4$ により駆動される。また、水平 CCD 62 は、2 相 CCD であり、位相が異なる 2 種の水平 CCD 駆動パルス $\phi H1, \phi H2$ により駆動される。

【0023】

出力部 63 は、水平 CCD 62 の出力端から順に配設された出力ゲート 64、フローティングディフュージョン（FD）部 65、リセットゲート 66、及びリセットドレイン 67 と、FD 部 65 に入力端子が接続されたソースフォロア回路 68 とから構成されている。出力ゲート 64 には、所定のゲート電圧 V_{OG} が印加されており、水平 CCD 駆動パルス $\phi H1, \phi H2$ に応じて水平 CCD 62 の出力端から出力される信号電荷を、FD 部 65 へ通過させる。

【0024】

FD 部 65 は、出力ゲート 64 を介して水平 CCD 62 から転送された信号電荷を蓄積し、信号電荷の蓄積電荷量に応じた電圧を生成する。ソースフォロア回路 68 は、FD 部 65 での電荷電圧変換により生じた電圧を検出し、検出した電圧を緩衝増幅（インピーダンス変換）して出力する。リセットゲート 66 には、外部からリセットパルス ϕRG が印加され、水平 CCD 62 から FD 部 65 に次の画素の信号電荷が転送される前に、FD 部 65 内に蓄積された電荷電圧変換後の信号電荷を、所定のリセットドレイン電圧 V_{RD} が印加されたりセットドレイン 67 へ破棄する。

【0025】

ソースフォロア回路 68 から出力される出力信号 V_{out} は、図 5 に示すように、1 画素期間ごとに、出力ゲート 64 にリセットパルス ϕRG が印加された期間に対応するリセット部 $V1$ と、リセットパルス ϕRG の印加により FD 部 65 がリセットされた期間に対応するフィールドスルー部 $V2$ と、FD 部 65 に信号電荷が蓄積された期間に対応する画素信号部 $V3$ とに分けられる。

【0026】

なお、図示は省略するが、固体撮像素子 42 は、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ（例えば、ベイヤー配列の原色カラーフィルタ）を備えた単板カラー撮像方式の固体撮像素子である。

【0027】

図 6 において、プロセッサ装置 11 は、CPU 70、電源回路 71、タイミングジェネレータ（TG）72、CCD ドライバ 73、相関二重サンプリング（CDS）回路 74、アナログ／デジタル（A/D）変換器 75、及び画像処理回路 76 から構成されている。

プロセッサ装置 11 は、信号線 49 a ~ 49 d を介して電子内視鏡 10 内の固体撮像素子 42 と電氣的に接続されている。

【0028】

CPU 70 は、プロセッサ装置 11 内の各部を制御するとともに、内視鏡システム 2 の全体を統括的に制御する。電源回路 71 は、電源電圧 VDD 及び接地電圧 VSS を生成し、生成した電源電圧 VDD 及び接地電圧 VSS を、プロセッサ装置 11 内の各部に供給するとともに、信号線 49 a, 49 b を介して固体撮像素子 42 に供給する。

【0029】

TG 72 は、クロック信号を生成して CCD ドライバ 73 に供給する。また、TG 72 は、相関二重サンプリング用のクランプパルス及びサンプルホールドパルスを生成して CDS 回路 74 に供給するとともに、A/D 変換用のクロック信号を生成して A/D 変換器 75 に供給する。

【0030】

CCD ドライバ 73 は、TG 72 から入力されたクロック信号に基づき、前述の垂直 CCD 駆動パルス $\phi V1 \sim \phi V4$ 、水平 CCD 駆動パルス $\phi H1$, $\phi H2$ 、リセットパルス ϕRG などの駆動信号を生成し、複数の信号線 49 c を介して、電子内視鏡 10 内の固体撮像素子 42 に伝送する。固体撮像素子 42 は、入力された駆動信号に従い、撮像動作を行う。

【0031】

CDS 回路 74 には、固体撮像素子 42 の出力信号 V_{out} が後述する微分回路 77 により変換されてなる出力信号 V_{outN} が入力される。CDS 回路 74 は、ノイズ除去回路であり、TG 72 から供給されるクランプパルスに基づいて、出力信号 V_{outN} のフィールドスルー部の電圧をクランプし、TG 72 から供給されるサンプルホールドパルスに基づいて出力信号 V_{outN} の画素信号部の電圧をサンプルホールドし、フィールドスルー部と画素信号部との差分値（電圧差）を信号として出力する。

【0032】

A/D 変換器 75 は、TG 72 から供給される A/D 変換用のクロック信号に基づいて、CDS 回路 74 から出力された信号を量子化して、例えば 8 ビット（256 階調）のデジタル信号に変換し、変換したデジタル信号を画像処理回路 76 に入力する。

【0033】

画像処理回路 76 は、入力されたデジタル信号に対し、ホワイトバランス調整、ゲイン補正、色補間、輪郭強調、ガンマ補正、カラーマトリックス演算等の画像処理を行い、画像データを生成する。また、画像処理回路 76 は、画像データをモニタ 21 に表示するための信号形式に変換し、モニタ 21 に画像表示を行う。

【0034】

光源装置 12 は、キセノンランプやハロゲンランプなどの光源 78 と、光源 78 を駆動するための光源ドライバ 79 と、光源 78 から発せられた光を集光する集光レンズ 80 とを備えている。光源 78 から発せられた光は、集光レンズ 80 によって集光され、ライトガイド 81 の入射端に導かれ、上述のように照明窓 31 から体腔内へ照射される。

【0035】

前述の周辺回路 47 には、固体撮像素子 42 から出力された出力信号 V_{out} を、直流成分は増幅せず、交流成分を所定の増幅率で増幅したものを出力信号 V_{outN} として出力し、信号線 49 d に伝送させる微分回路 77 が形成されている。微分回路 77 は、図 7 に示すように、出力端子がフィードバック抵抗 91 を介して反転入力端子（－端子）に接続され、反転入力端子が抵抗 92 及びコンデンサ 93 を介して接地されたオペアンプ 90 からなり、オペアンプ 90 の非反転入力端子（＋端子）には、出力信号 V_{out} が入力される。

【0036】

微分回路 77 は、コンデンサ 93 の作用により、図 8 に示すように、入力信号（出力信号 V_{out} ）を周波数の高域側で増幅させるゲイン特性を有する。抵抗 92 の抵抗値を R

10

20

30

40

50

1、コンデンサ 93 の容量値を C 、フィードバック抵抗 91 の抵抗値を R_2 と設定すると、微分回路 77 のゲインは、カットオフ周波数 f_0 ($= 1 / (2\pi CR_1)$) より高域側で $G_H = 1 + R_2 / R_1$ となり、カットオフ周波数 f_0 より低域側で $G_L = 1$ となる。例えば、 $R_1 = 1\text{ k}\Omega$ 、 $R_2 = 1\text{ k}\Omega$ 、 $C = 100\text{ pF}$ とすると、 $f_0 = 1.6\text{ MHz}$ 、 $G_H = 2$ (約 6 dB) となる。出力信号 V_{out} は、周波数が 1.5 MHz 程度であるため、上記設定では、微分回路 77 により、出力信号 V_{out} の交流成分のみが約 2 倍に増幅された出力信号 V_{outN} が出力される。

【0037】

微分回路 77 の出力端子には、終端抵抗 94 が接続されており、この終端抵抗 94 を介して前述の信号線 49d の一端側が接続されている。信号線 49d の他端側は、CDS 回路 74 の手前で抵抗 95 及びコンデンサ 96 により交流終端がなされている。信号線 49d は、例えば、50 Ω の特性インピーダンスを有する同軸ケーブルである。この場合、抵抗 94、95 の抵抗値は、信号線 49d の特性インピーダンスと等しくそれぞれ 50 Ω とする。

【0038】

上記のように構成された内視鏡システム 2 で体腔内を観察する際には、電子内視鏡 10、プロセッサ装置 11、光源装置 12、及びモニタ 21 の電源をオンにして、電子内視鏡 10 の挿入部 14 を体腔内に挿入し、光源装置 12 からの照明光で体腔内を照明しながら、固体撮像素子 42 により撮像される体腔内の画像をモニタ 21 で観察する。

【0039】

固体撮像素子 42 から撮像動作に応じて出力される出力信号 V_{out} は、周辺回路 47 内の微分回路 77 により交流成分のみが増幅され、出力信号 V_{outN} として周辺回路 47 から出力される。出力信号 V_{outN} は、信号線 49d を介してプロセッサ装置 11 に伝送される。

【0040】

信号線 49d を介してプロセッサ装置 11 に入力された出力信号 V_{outN} は、CDS 回路 74 によりノイズが除去され、A/D 変換器 75 によりデジタル信号に変換される。そして、A/D 変換器 75 により変換されたデジタル信号は、画像処理回路 76 により画像データに変換され、モニタ 21 に画像表示が行われる。

【0041】

以上説明したように、内視鏡システム 2 では、固体撮像素子 42 からの出力信号 V_{out} を、従来のような交流結合を行わずに、微分回路 77 により撮像情報を含む交流成分のみを増幅したうえで伝送を行っているので、耐ノイズ性の高い伝送を行うことができ、ノイズの少ない画像を得ることができる。

【0042】

また、微分回路 77 で用いるコンデンサ 93 は、カットオフ周波数 f_0 を決定するためのものであり、コンデンサ 93 の容量は、交流結合に用いる結合コンデンサに比して極めて小容量でよい。また、近年、オペアンプ 90 は、電子内視鏡 10 の先端部 17 に十分に実装できる程度まで小型化が可能となっている。このため、固体撮像素子 42 を内蔵する電子内視鏡 10 の先端部 17 を小型化することができる。これにより、電子内視鏡 10 が挿入される患者の負担が軽減される。

【0043】

なお、上記実施形態では、固体撮像素子 42 を CCD 型イメージセンサとしているが、本発明はこれに限定されず、アナログ出力を行うものであれば、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型イメージセンサを適用することも可能である。

【0044】

また、上記実施形態では、カットオフ周波数 f_0 を 1.6 MHz、カットオフ周波数 f_0 より高域側でのゲイン G_H を 2 倍 (約 6 dB) とするように微分回路 77 中の抵抗 91、92 の抵抗値とコンデンサ 93 の容量値とを設定しているが、本発明はこれに限定されず、これらの抵抗値及び容量値は、出力信号 V_{out} の周波数や伝送に要求される S/N

10

20

30

40

50

比に応じて適宜設定して良い。また、複数種類の抵抗及びコンデンサを設け、微分回路のカットオフ周波数及びゲインを切り替え可能としても良い。

【0045】

また、上記実施形態では、CDS回路74をプロセッサ装置11内に設けているが、本発明はこれに限定されず、リセット部抽出回路77及びCDS回路74は、操作部15などの電子内視鏡10の内部に設けても良い。

【0046】

また、上記実施形態では、撮像システムとして内視鏡システムを例示して説明したが、本発明はこれに限定されず、固体撮像素子と外部装置とが信号線を介して接続され、該信号線を介して固体撮像素子の出力信号を伝送するものであれば、電子内視鏡と超音波プローブを複合した超音波内視鏡システムや、撮像機能を備える鏡筒が本体に着脱可能なデジタルカメラ、カメラとパソコンとからなるWebカメラシステム等、いかなる撮像システムにも適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】電子内視鏡の先端部の前面を示す図である。

【図3】電子内視鏡の先端部の構成を示す拡大部分断面図である。

【図4】固体撮像素子の構成を示す回路図である。

【図5】固体撮像素子からの出力信号の波形を説明するタイミングチャートである。

【図6】内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図7】微分回路の構成を示す回路図である。

【図8】微分回路のゲイン特性を説明するグラフである。

【符号の説明】

【0048】

2 内視鏡システム

10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置（外部装置）

14 挿入部

17 先端部

42 固体撮像素子

47 周辺回路

49 信号線

49a～49d 信号線

77 微分回路

90 オペアンプ

91 フィードバック抵抗

92 抵抗

93 コンデンサ

94 終端抵抗

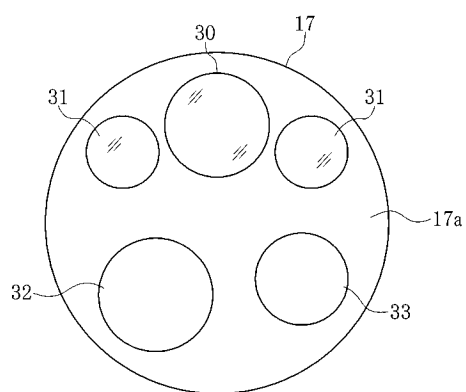
10

20

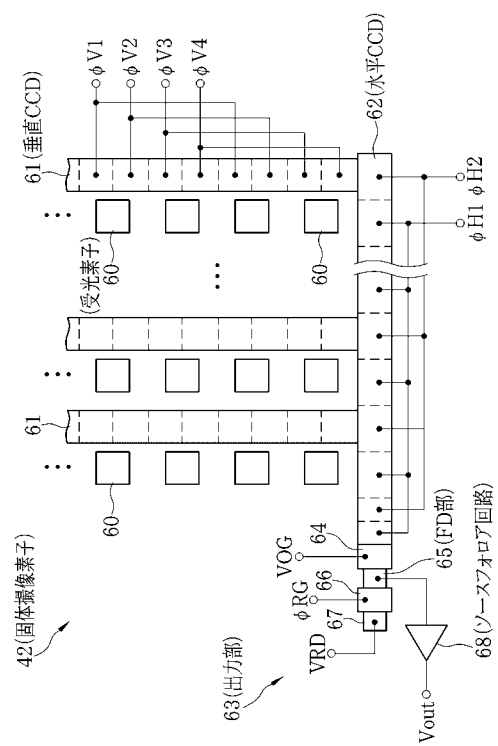
30

40

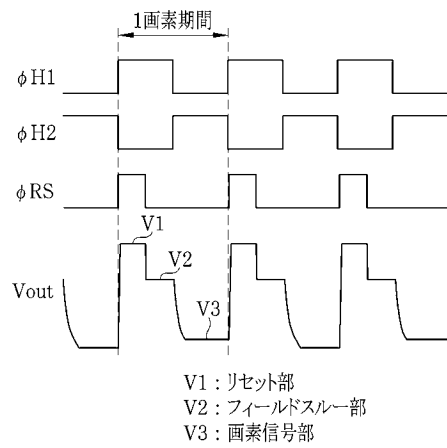
【図 2】



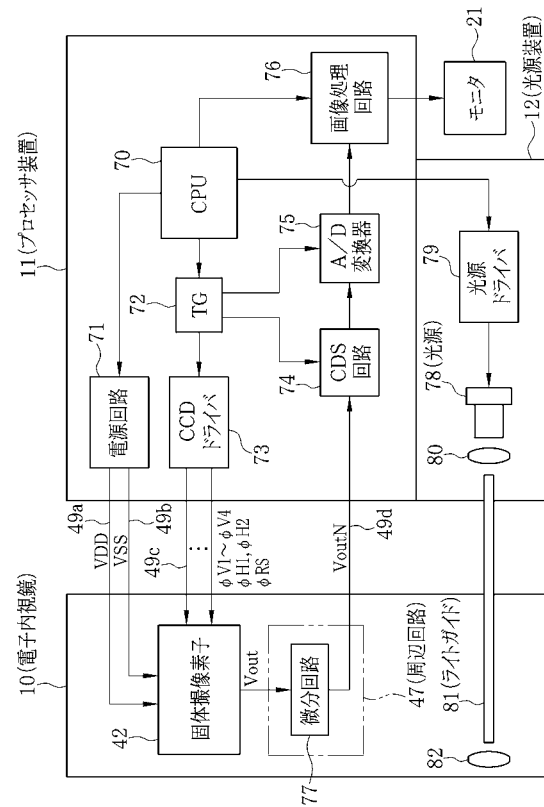
【图 4】



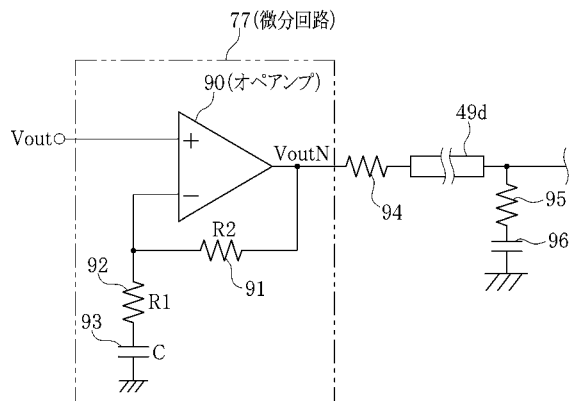
【図 5】



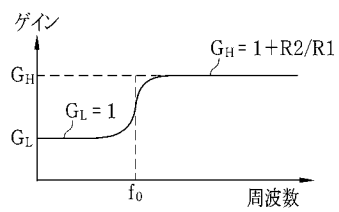
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5C122 DA26 EA22 EA55 FB15 FB17 FC01 GC86 GE10 HA34 HB02

专利名称(译)	成像系统和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2009195601A	公开(公告)日	2009-09-03
申请号	JP2008042884	申请日	2008-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	中村和彦		
发明人	中村 和彦		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C A61B1/00.680 A61B1/045.610 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/GA03 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/SS21 4C061/TT20 4C061/YY12 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/EA55 5C122/FB15 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/GC86 5C122/GE10 5C122/HA34 5C122/HB02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS21 4C161/TT20 4C161/YY12		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使包含固态图像拾取元件的部分小型化并执行具有高抗噪性的传输。电子内窥镜包括用于在其远端部分执行模拟输出的CCD型固态图像拾取元件，并且处理器装置11经由信号线49d从固态图像拾取元件接收输出信号。并生成图像。用于输出固态图像拾取元件42的输出信号Vout而不放大直流分量但以预定放大系数放大交流分量作为输出信号VoutN并将其发送到信号线49d的差分电路77被称为电子内窥镜在前端部10中。微分电路77由运算放大器构成，其中输出端子通过反馈电阻器连接到反相输入端子，反相输入端子通过电阻器和电容器接地，输出信号Vout输入到非反相输入端子。点域6

