

(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2004-112772

(P2004-112772A)

(43) 公開日 平成16年4月8日(2004.4.8)

(51) Int.Cl.⁷

H04N 5/335
A61B 1/00
A61B 1/04
G02B 23/26
H01L 27/148

F I

H04N 5/335 Z
A61B 1/00 300D
A61B 1/04 372
G02B 23/26 D
H04N 5/225 C

テーマコード (参考)

2G043
2H040
4C061
4M118
5C022

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-282793 (P2003-282793)
(22) 出願日 平成15年7月30日 (2003.7.30)
(31) 優先権主張番号 特願2002-254734 (P2002-254734)
(32) 優先日 平成14年8月30日 (2002.8.30)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000005201
富士写真フイルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼210番地
(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史
(74) 代理人 100090468
弁理士 佐久間 剛
(72) 発明者 袴田 和男
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士写真フイルム株式会社内
Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA06
GA08 GB21 HA01 HA05 JA02
LA03 MA12 NA01
2H040 GA02 GA11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像装置

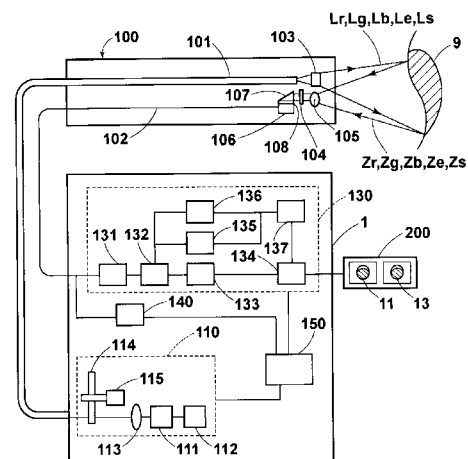
(57) 【要約】

【課題】 内視鏡装置等の撮影装置において、電荷増倍型の固体撮像装置を使用しつつも、ダークノイズの影響を低減してS/Nの良好な出力信号を得る。

【解決手段】 内視鏡挿入部100の先端に設けたCCD撮像素子106を電荷増倍型の撮像素子とする。CCD撮像素子106のフルウェルサイズを、内視鏡装置の仕様により決定される1画素で受光しうる最大光量に相当する電子量の1/Mとし、CCD撮像素子106からテレビレート1フレームに相当する所定時間あたりにN回の読み出しを行う。さらに、各画素のフルウェルサイズが上記電子量に相当する基準固体撮像手段から所定時間あたりに1回信号電荷の読み出しを行った場合におけるダークノイズを n_d 、読出ノイズを n_r とした場合、 M 、 N 、ダークノイズ n_d および読出ノイズ n_r が、 $n_d(1 - 1/M) > n_r^2(N^2 - 1)$ の関係を満たすようにする。

【選択図】

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像により各画素において取得される信号電荷を増倍する電荷増倍部を有し、前記各画素のフルウェルサイズが装置仕様により決定される 1 画素で受光しうる最大光量に相当する電子量の $1/M$ である固体撮像手段と、

前記固体撮像手段から前記信号電荷の読み出しを所定時間あたりに N 回行う読出手段とを備え、

各画素のフルウェルサイズが前記電子量と等しい基準固体撮像手段から前記所定時間あたりに 1 回前記信号電荷の読み出しを行った場合におけるダークノイズを n_d 、読出ノイズを n_r とした場合、前記 M 、前記 N 、前記ダークノイズ n_d および前記読出ノイズ n_r が下記の関係を満たすことを特徴とする撮像装置。 10

$$n_d (1 - 1/M) > n_r^2 (N^2 - 1)$$

【請求項 2】

さらに下記の関係を満たすことを特徴とする請求項 1 記載の撮像装置。

$$n_r^2 / n_d = 1 / (2NM^2)$$

【請求項 3】

照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、該照射手段による前記照明光の照射により前記被測定部から発生する光学像を撮像する請求項 1 または 2 記載の撮像装置とを備えたことを特徴とする画像撮像装置。

【請求項 4】

20

前記照射手段および前記撮像装置の一部または全部が、生体内部に挿入される挿入部を有する内視鏡の形態であることを特徴とする請求項 3 記載の画像撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光電子増倍部を有する固体撮像手段を用いた撮像装置およびこの撮像装置を用いた画像撮像装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来より、光学像を電気信号に変換する CCD 等の固体撮像素子を用いて、観察部の光学像を撮像する撮像装置が知られている。また、近年、特許文献 1 に記載されたような増倍率制御信号に基づいた増倍率で、撮像された信号電荷を増倍する電荷増倍型の固体撮像素子が開発され、この固体撮像素子を搭載することにより、撮像装置の撮像感度の向上および撮像感度の制御が可能となっている。すなわち、光学像の光量が、従来の撮像素子を用いて撮像するには不十分な場合であっても、この固体撮像素子を用いて撮像を行えば、視認可能な画像として表示することができ、また適宜撮像感度を撮像条件に合わせて制御することも可能である。このような電荷増倍手段を備えた電荷増倍型の固体撮像素子は、C M D (Charge Multiplying Detector) - C C D と呼ばれ、強度の電界領域中で電導電子と原子を衝突させ、このイオン化によって生じる電荷増倍効果により信号電荷を増倍し、撮像素子の撮像感度を向上させるものである。 30 40

【0003】

電荷増倍型の固体撮像素子においては、電荷増倍手段は、信号電荷を順次信号電圧に変換して出力信号として取り出す電荷検出回路より前段において信号電荷を増倍するため、電荷検出回路において生じる読出ノイズを増倍することがなく、出力信号の S/N を向上させることができる。したがって、電荷増倍型の固体撮像素子を用いることにより、光学像の光量が不十分な環境下での撮像を行うことができる撮像装置において、出力信号の S/N の向上が可能となる。

【0004】

また、従来より固体撮像素子を搭載した内視鏡装置が広く用いられている。これらの内視鏡装置は、固体撮像素子により撮像した画像をモニタ等に表示することにより複数の人 50

間が同時に観察することができる利点を有し、また、撮像した画像を表示する前に種々の画像処理を施すことにより、画像を強調してモニタ上に表示することもでき、医療の発展に大きく貢献している。

【0005】

一方、近年では、内視鏡の細径化が進み、従来の消化器系に限らず、気管支や耳鼻咽喉、関節等へも適用されている。しかしながら、内視鏡の細径化にともない、照明光を伝送するライトガイドの本数も制限されるため、十分な照明光を照射することがきない場合が生じ、所望の撮像感度で撮像可能な装置の開発が望まれていた。また、上述した励起光を照射して生体組織が発する蛍光を観察する蛍光観察等も行われている。生体組織が発する蛍光は微弱であり、撮像不可能な場合も生じるため、所望の撮像感度で撮像可能な装置の開発が待たれていた。これらの問題を解決するために、上記の電荷増倍型の固体撮像素子を、内視鏡装置へ搭載した装置が、特許文献2に開示されている。

10

【特許文献1】特開平7-176721号公報

【特許文献2】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】

【0006】

ところで、電荷増倍型の固体撮像素子を用いることにより、読出ノイズが少なくなるため、S/Nを向上させた出力信号を得ることができる。またその一方で、電荷増倍型の固体撮像手段においては、得られる出力データのノイズは、ダークノイズが支配的となる。さらに、高温下で撮影を行ったり、フルウェルサイズの大きい固体撮像素子を用いた場合、さらには信号電荷の読出時間が長い状況下においては、信号電荷に含まれるダークノイズが増倍される。このため、電荷増倍型の固体撮像素子においては、信号電荷が増倍されることによりダークノイズも増倍されてしまい、その結果、電荷増倍型の固体撮像素子を用いることにより読出ノイズが少なくなっても、出力信号のS/Nを向上させることができなくなってしまうという問題がある。

20

【0007】

このため、固体撮像素子を冷却してダークノイズを低減することが考えられるが、内視鏡のように生体内部に挿入される部分に固体撮像素子を設けた場合、冷却装置の搭載は困難である。さらには、内視鏡は撮影時に被写体に照明光が照射されるため、照明光による温度の上昇に起因するダークノイズの増大を避けることができないという問題もある。

30

【0008】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、電荷増倍型の固体撮像素子を用いた撮像装置において、ノイズを低減してS/Nの良好な出力信号を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明による撮像装置は、撮像により各画素において取得される信号電荷を増倍する電荷増倍部を有し、前記各画素のフルウェルサイズが装置仕様により決定される1画素で受光しうる最大光量に相当する電子量の1/Mである固体撮像手段と、

前記固体撮像手段から前記信号電荷の読み出しを所定時間あたりにN回行う読出手段とを備え、

40

各画素のフルウェルサイズが前記電子量と等しい準固体撮像手段から前記所定時間あたりに1回前記信号電荷の読み出しを行った場合におけるダークノイズを n_d 、読出ノイズを n_r とした場合、前記M、前記N、前記ダークノイズ n_d および前記読出ノイズ n_r が、

$$n_d(1 - 1/M) > n_r^2(N^2 - 1)$$

の関係を満たすことを特徴とするものである。

【0010】

「フルウェルサイズ」とは、1画素に蓄積可能な最大の電子量のことをいう。

【0011】

50

「装置仕様により決定される１画素で受光しうる最大光量に相当する電子量」とは、本発明による撮像装置を適用した内視鏡装置等の装置において、装置の仕様に依存する撮像面の照度およびフレームレート等に基づいて、あるいは装置仕様から要求される固体撮像手段のサイズ、画素数およびフレームレート等に基づいて決定される、固体撮像手段の１画素において受光しうる最大光量に相当する電子量を意味する。

【００１２】

「所定時間」とは、一般的なテレビレートにおける１フレームの読出時間をいう。具体的には、NTSC方式のテレビレートは３０フレーム／sec、PAL方式のテレビレートは２５フレーム／sec、ハイビジョン方式は６０フレーム／secであるため、所定時間を１／３０秒、１／２５秒あるいは１／６０秒とすればよい。

10

【００１３】

なお、本発明による撮像装置においては、さらに、

$$nr^2 / nd = 1 / (2NM^2)$$

の関係を満たすようにしてもよい。

【００１４】

本発明による画像撮像装置は、照明光を被測定部まで導光して照射する照射手段と、該照射手段による前記照明光の照射により前記被測定部から発生する光学像を撮像する本発明による撮像装置とを備えたことを特徴とするものである。

【００１５】

なお、本発明による画像撮像装置においては、前記照射手段および前記撮像装置の一部または全部を、生体内部に挿入される挿入部を有する内視鏡の形態としてもよい。これにより、本発明による画像撮像装置を、内視鏡装置として有効に利用することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【００１６】

以下図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図１は本発明の実施形態による撮像装置を用いた内視鏡装置の構成を示す概略構成図である。図１に示すように、この内視鏡装置は生体観察部９に、照明光であるＲ光（赤色光） L_r 、Ｇ光（緑色光） L_g 、Ｂ光（青色光） L_b 、参照光（近赤外光） L_s および励起光 L_e を順次照射して、生体観察部９において反射された反射像および生体観察部９において発生した蛍光像を電荷増倍型のＣＣＤ撮像素子により撮像し、観察部の画像をカラー画像としてモニタに表示する面順次方式の内視鏡装置であり、先端に電荷増倍型のＣＣＤ撮像素子を備え、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部１００、生体観察部９において得られた情報を表す画像データを処理する画像データ処理部１、および画像データ処理部１において処理された画像データを可視画像として表示するモニタ２００から構成される。

30

【００１７】

内視鏡挿入部１００は、内部に先端まで延びるライトガイド１０１およびＣＣＤケーブル１０２を備えている。ライトガイド１０１およびＣＣＤケーブル１０２の先端部、すなわち内視鏡挿入部１００の先端部には、照明光学系１０３、励起光カットフィルタ１０４および集光レンズ１０５を備えている。

【００１８】

ＣＣＤケーブル１０２の先端部には、微少な帯域フィルタ要素がモザイク状に組み合わされたモザイクフィルタ１０８がオンチップされた電荷増倍型のＣＣＤ撮像素子１０６が接続され、ＣＣＤ撮像素子１０６にはプリズム１０７が取り付けられている。励起光カットフィルタ１０４は、波長４２０nm以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。ライトガイド１０１の先端部と反対側の端部は後述する照明ユニット１１０へ接続されている。なお、ＣＣＤ撮像素子１０６は、Ｒ光 L_r 、Ｇ光 L_g およびＢ光 L_b の照射により生体観察部９において得られた反射像 Z_r 、 Z_g 、 Z_b と、励起光 L_e の照射により生体観察部９から発生した蛍光像 Z_e と、参照光 L_s の照射により生体観察部９において得られた反射像 Z_s （以下これらを光学像と称する）とを撮像し、デジタル値に変換して画像データとして出力するものである。

40

50

【 0 0 1 9 】

図 2 は C C D 撮像素子 1 0 6 の構成を示す図である。図 2 に示すように、C C D 撮像素子 1 0 6 はフレームトランスファ型 C M D - C C D 撮像素子であり、撮像した光学像を信号電荷へ変換する受光部 2 1、信号電荷の一時的蓄積および転送を行う蓄積部 2 2、信号電荷の水平転送を行う水平転送部 2 3、入力された増倍率制御信号に基づいて信号電荷を増倍する電荷増倍部 2 4、および信号電荷を信号電圧へ変更し、増幅して出力端子 2 7 から後述する画像処理ユニット 1 3 0 へ出力する出力部 2 5 を備えている。

【 0 0 2 0 】

受光部 2 1 は、光電変換および信号電荷の垂直転送を行う垂直転送 C C D 3 1 が縦 n 個、横 n' 個並んで構成されている。説明を簡単にするために、図 2 においては縦 3 つ横 4 つの垂直転送 C C D 3 1 から構成された受光部 2 1 を記載しているが、実際の C C D 撮像素子 1 0 6 は、縦横ともに、数百個の垂直転送 C C D 3 1 が設けられている。

【 0 0 2 1 】

蓄積部 2 2 は、薄い金属膜等により光遮蔽され、信号電荷の一時的蓄積および垂直転送を行う垂直転送 C C D 3 3 から構成されている。水平転送部 2 3 は、水平転送 C C D 3 5 から構成されている。

【 0 0 2 2 】

電荷増倍部 2 4 は、 m 個の電荷増倍セル 3 6 から構成されている。電荷増倍部 2 4 に入力された信号電荷は、連続したパルス信号である増倍率制御信号に基づいて、増倍されながら順次転送される。この電荷増倍セル 3 6 は、強度の電荷領域中で伝電子と原子を衝突させ、イオン化によって生じる電荷増倍効果を用いて、入力された電荷を増倍して出力するものであり、その増倍率は、上記増倍率制御信号の信号特性により変化する。なお、図 2 においては、蓄積部 2 2、水平転送部 2 3 および電荷増倍部 2 4 も、受光部 2 1 と同様に簡略化されて記載されている。

【 0 0 2 3 】

出力部 2 5 は、信号電荷を信号電圧（出力信号）へ変換する電荷検出部 3 7 および出力信号を増幅する出力アンプ 3 8 を備えている。

【 0 0 2 4 】

ここで、本実施形態においては、C C D 撮像素子 1 0 6 の各画素のフルウェルサイズを、装置仕様により決定される 1 画素で受光しうる最大光量に相当する電子量、すなわち内視鏡装置の仕様に依存する撮像面の照度およびフレームレート等に基づいて、あるいは内視鏡装置の仕様から要求される C C D 撮像素子 1 0 6 のサイズ、画素数およびフレームレート等に基づいて決定される、1 画素で受光しうる最大光量に相当する電子量（以下、装置が要求する電子量とする）の $1/M$ とし、所定時間あたりに N 回の信号電荷の読み出しを行うものとする。具体的には、C C D 撮像装置 1 0 6 の垂直転送 C C D 3 3 が蓄積可能な最大の電子量を、上記装置が要求する電子量の $1/M$ としている。なお、画素サイズ、電荷転送路の大きさ等の寸法に応じて、垂直転送 C C D 3 3 以外の他の C C D が蓄積可能な最大の電子量を、装置が要求する電子量の $1/M$ としてもよい。以下、 M および N の決定方法について説明する。

【 0 0 2 5 】

装置が要求する電子量と等しいフルウェルサイズを各画素が有する C C D 撮像素子において、所定時間あたりに 1 回の読み出しを行うことにより得られる信号電荷の強度（以下単に出力信号とする）を S 、ダークノイズを n_d 、読出ノイズを n_r とすると、出力信号 S に含まれるノイズ n_0 は、下記の式（1）により表される。

【 数 1 】

$$n_0 = \sqrt{S + n_r^2 + n_d} \quad (1)$$

【 0 0 2 6 】

ここで、所定時間とは、後述する回転フィルタ 1 1 4 を透過する各色または波長域の光

のそれぞれが、回転フィルタ 114 が 1 回転する間に生体観察部 9 に照射される時間を言う。以下この所定時間を規定読出時間と称する。本実施形態においては、規定読出時間当たりに蓄積部 22 から N 回の信号電荷の読み出しを行うものであり、N 回読み出しを行う際に 1 回当たりの読み出しにより得られる出力信号に含まれるノイズを n_1 とすると、ノイズ n_1 は下記の式 (2) により表される。

【数 2】

$$n_1 = \sqrt{\frac{S}{N} + (nr^2 \times N) + \frac{nd}{N}} \quad (2)$$

10

【0027】

したがって、N 回読み出された出力信号を積算して得られた積算信号に含まれるノイズ n_1' は、下記の式 (3) により表される。

【数 3】

$$\begin{aligned} n_1' &= \sqrt{\sum_N n_1^2} = n_1 \times \sqrt{N} \\ &= \sqrt{\frac{S}{N} + (nr^2 \times N) + \frac{nd}{N}} \times \sqrt{N} \\ &= \sqrt{S + nr^2 \times N^2 + nd} \end{aligned} \quad (3)$$

20

【0028】

また、本実施形態においては、CCD 撮像素子 106 の各画素のフルウェルサイズを、装置が要求する電子量の $1/M$ としている。ここで、フルウェルサイズを装置が要求する電子量の $1/M$ とし、規定読出時間当たりに N 回読み出した場合の 1 回の読み出し当たりで得られる出力信号に含まれるノイズ n_2 は下記の式 (4) により表される。

【数 4】

$$n_2 = \sqrt{\frac{S}{N} + (nr^2 \times N) + \frac{nd}{N \times M}} \quad (4)$$

30

【0029】

したがって、1 回の読み出し毎に得られる N 個の出力信号を積算して得た積算信号に含まれるノイズ n_i は、下記の式 (5) により表される。

【数 5】

$$n_i = \sqrt{S + nr^2 \times N^2 + \frac{nd}{M}} \quad (5)$$

40

【0030】

ここで、本実施形態においては、各画素のフルウェルサイズを装置が要求する電子量の $1/M$ とするとともに、規定読出時間当たりに N 回の読み出しを行った場合において得られる積算信号に含まれるノイズが、装置が要求する電子量と等しいフルウェルサイズを各画素が有する CCD 撮像素子を用いて、規定読出時間当たりに 1 回の読み出しを行った場合において得られる出力信号に含まれるノイズよりも小さいこと、すなわち、 $n_0 > n_i$ となる必要がある。したがって、

【数 6】

$$\sqrt{S + nr^2 + nd} > \sqrt{S + nr^2 \times N^2 + \frac{nd}{M}} \quad (6)$$

【0031】

であり、式(6)を変形すると、

【数 7】

$$\begin{aligned} nr^2 + nd &> nr^2 \times N^2 + \frac{nd}{M} \\ nd \left(1 - \frac{1}{M}\right) &> nr^2 (N^2 - 1) \end{aligned} \quad (7)$$

10

【0032】

となる。よって、式(7)の関係を満たすように、MおよびNを設定することにより、本実施形態において得られる積算信号のS/Nを向上することができる。

【0033】

さらに、ノイズが最小となるMおよびNの条件を考える。式(5)をM, Nについてそれぞれ微分すると、

20

【数 8】

$$\begin{aligned} \frac{dni}{dM} &= \frac{d}{dM} \sqrt{S + nr^2 \cdot N^2 + \frac{nd}{M}} \\ &= \frac{-1}{\left[2 \cdot \left(S + nr^2 \cdot N^2 + \frac{nd}{M}\right)^{\left(\frac{1}{2}\right)}\right]} \cdot \frac{nd}{M^2} \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \frac{dni}{dN} &= \frac{d}{dN} \sqrt{S + nr^2 \cdot N^2 + \frac{nd}{M}} \\ &= \frac{1}{\left(S + nr^2 \cdot N^2 + \frac{nd}{M}\right)^{\left(\frac{1}{2}\right)}} \cdot nr^2 \cdot N \end{aligned} \quad (9)$$

30

【0034】

となる。

【数 9】

$\frac{\partial ni}{\partial N} + \frac{\partial ni}{\partial M} = 0$ の関係が成立することが必要であるため、

40

$$\frac{-1}{\left[2 \cdot \left(S + nr^2 \cdot N^2 + \frac{nd}{M}\right)^{\left(\frac{1}{2}\right)}\right]} \cdot \frac{nd}{M^2} + \frac{1}{\left(S + nr^2 \cdot N^2 + \frac{nd}{M}\right)^{\left(\frac{1}{2}\right)}} \cdot nr^2 \cdot N = 0 \quad (10)$$

【0035】

となり、これを変形すると、

【数 1 0】

$$\frac{1}{2} \cdot \frac{(-nd + 2 \cdot nr^2 \cdot N \cdot M^2)}{\left[\frac{(S \cdot M + nr^2 \cdot N^2 \cdot M + nd)}{M} \right]^{\left(\frac{1}{2}\right)} \cdot M^2} = 0 \quad (11)$$

【0 0 3 6】

となる。

10

【0 0 3 7】

ここで、分母は常に 0 よりも大きいので、分子 = 0 すなわち、

【数 1 1】

$$0 = nd + 2 \cdot nr^2 \cdot N \cdot M^2 \quad (12)$$

【0 0 3 8】

であることが必要である。したがって、

【数 1 2】

$$\frac{nr^2}{nd} = \frac{1}{2N \cdot M^2} \quad (13)$$

20

【0 0 3 9】

の時にノイズが最小となる。

【0 0 4 0】

なお、M および N の値を種々変更した場合のノイズ特性を図 3 ~ 図 6 に示す。なお、図 3 ~ 図 6 において、縦軸は 1 画素当たりのノイズ（単位 e^- 、参照符号 n 4 i とする）であり、数値は、（信号量 e^- 、読出ノイズ e^- 、素子温度、露光時間 sec 、規定読出時間 sec 、N、M）を表す。なお、図 3 ~ 図 6 において縦軸の値 10 は、装置が要求する電子量と等しいフルウェルサイズを各画素が有する CCD 撮像素子を使用して図中に示した規定読出時間あたりに 1 回の読み出しを行った場合の 1 画素当たりのノイズを表す。

30

【0 0 4 1】

図 3 は読出ノイズを $0.7 e^-$ 、素子温度を 60° 、露光時間を $1/60 sec$ 、規定読出時間を $1/60 sec$ とし、規定読出時間 $1/60$ 秒あたりに $N = 1, 2, 4, 8$ 回の読み出しを行う場合において M を種々変更した際のノイズ特性を示す。 $N = 2, 4, 8$ の場合において、装置が要求する電子量に相当するフルウェルサイズを各画素が有する CCD 撮像素子を使用して規定読出時間 $1/60$ 秒あたりに 1 回の読み出しを行った場合、すなわち $N = 1, M = 1$ の場合と同様の信号を得るためには、 $N = 2$ の場合は $M = 2$ 、 $N = 4$ の場合は $M = 4$ 、 $N = 8$ の場合は $M = 8$ とする必要がある。 $N = 1, M = 1$ の場合のノイズを点 A に、 $N = 2, M = 2$ の場合のノイズを点 B に、 $N = 4, M = 4$ の場合のノイズを点 C に、 $N = 8, M = 8$ の場合のノイズを点 D に示す。図 3 に示す場合においては、 $N = 4, M = 4$ の場合が最もノイズが少ないものとなる。

40

【0 0 4 2】

図 4 は読出ノイズを $2 e^-$ 、素子温度を 60° 、露光時間を $1/60 sec$ 、規定読出時間を $1/60 sec$ とし、規定読出時間 $1/60$ 秒あたりに $N = 1, 2, 4, 8$ 回の読み出しを行う場合において M を種々変更した際のノイズ特性を示す。 $N = 2, 4, 8$ の場合において、 $N = 1, M = 1$ の場合と同様の信号を得るためには、 $N = 2$ の場合は $M = 2$ 、 $N = 4$ の場合は $M = 4$ 、 $N = 8$ の場合は $M = 8$ とする必要がある。 $N = 1, M = 1$ の場合のノイズを点 A に、 $N = 2, M = 2$ の場合のノイズを点 B に、 $N = 4, M = 4$ の場合の

50

ノイズを点 C に、 $N = 8$, $M = 8$ の場合のノイズを点 D に示す。図 4 に示す場合においては、 $N = 2$, $M = 2$ の場合が最もノイズが少ないものとなる。

【 0 0 4 3 】

図 5 は読出ノイズを $0.7 e^-$ 、素子温度を 60° 、露光時間を $1/60 \text{ sec}$ 、規定読出時間を $1/60 \text{ sec}$ とし、 $M = 1, 4, 8, 12$ の場合において規定読出時間 $1/60$ 秒当たりの読出回数 N を種々変更して得られるノイズ特性を示す。 $M = 4, 8, 12$ の場合において、 $N = 1$, $M = 1$ の場合と同様の信号を得るためには、 $M = 4$ の場合は $N = 4$ 、 $M = 8$ の場合は $N = 8$ 、 $M = 12$ の場合は $N = 12$ とする必要がある。 $N = 1$, $M = 1$ の場合のノイズを点 A に、 $N = 4$, $M = 4$ の場合のノイズを点 B に、 $N = 8$, $M = 8$ の場合のノイズを点 C に、 $N = 12$, $M = 12$ の場合のノイズを点 D に示す。図 5 に示す場合においては、 $N = 4$, $M = 4$ の場合が最もノイズが少ないものとなる。

【 0 0 4 4 】

図 6 は読出ノイズを $2 e^-$ 、素子温度を 60° 、露光時間を $1/60 \text{ sec}$ 、規定読出時間を $1/60 \text{ sec}$ とし、 $M = 1, 4, 8, 12$ の場合において規定読出時間 $1/60$ 秒当たりの読出回数 N を種々変更して得られるノイズ特性を示す。 $M = 4, 8, 12$ の場合において、 $N = 1$, $M = 1$ の場合と同様の信号を得るためには、 $M = 4$ の場合は $N = 4$ 、 $M = 8$ の場合は $N = 8$ 、 $M = 12$ の場合は $N = 12$ とする必要がある。 $N = 1$, $M = 1$ の場合のノイズを点 A に、 $N = 4$, $M = 4$ の場合のノイズを点 B に、 $N = 8$, $M = 8$ の場合のノイズを点 C に、 $N = 12$, $M = 12$ の場合のノイズを点 D に示す。図 6 に示す場合においては、 $N = 1$, $M = 1$ または $N = 4$, $M = 4$ の場合が最もノイズが少ないものとなる。

【 0 0 4 5 】

図 3 および図 4 の比較、並びに図 5 および図 6 の比較から、同一温度、同一露光時間、同一規定読出時間にて、装置が要求する電子量に相当するフルウェルサイズを各画素が有する CCD 撮像素子を使用して 1 回の読み出しを行った場合、すなわち $N = 1$, $M = 1$ の場合と同様の信号を得るように M , N を設定した場合において、読出ノイズが小さいほど、ノイズを低減できることが分かる。

【 0 0 4 6 】

次いで、本実施形態の読出ノイズおよび温度を考慮したノイズ特性について検討する。本実施形態に用いた CCD 撮像素子 106 は、温度 21° における 1 画素 1 秒当たりのダークノイズを nd_{21} とすると、任意の温度 T における 1 画素 1 秒当たりのダークノイズ $nd(T)$ が、

【 数 1 3 】

$$nd(T) = nd_{21} \cdot 2^{\frac{T-21}{8}} \quad (14)$$

【 0 0 4 7 】

となっている。なお、本実施形態に用いた CCD 撮像素子 106 の温度とダークノイズ $nd(T)$ との関係を図 7 に示す。

【 0 0 4 8 】

一方、露光時間を t_{exp} 、規定読出時間を t_{read} とすると、温度 T でのダークノイズ $nd(T, t_{exp}, t_{read})$ は、

【 数 1 4 】

$$nd(T, t_{exp}, t_{read}) = nd(T) \cdot (t_{exp} + t_{read}) \quad (15)$$

【 0 0 4 9 】

となる。式 (15) を上記式 (4) に代入すると、

10

20

30

40

【数 15】

$$n2 = \sqrt{\frac{S}{N} + (nr^2 \times N) + \frac{nd(T, texp, tread)}{N \times M}} \quad (16)$$

【0050】

となる。

【0051】

式(16)により読出ノイズおよび温度を考慮した場合のノイズ特性を図8および図9に示す。なお、図8および図9においては、 $M = N$ とし、縦軸は1画素当たりのノイズ(単位 e^- 、参照符号 $n5i$ とする)であり、数値は、(信号量 e^- 、読出ノイズ e^- 、素子温度、露光時間 sec 、規定読出時間 sec 、 $M (= N)$)を表す。なお、図8および図9において縦軸の値10は、装置が要求する電子量と等しいフルウェルサイズを各画素が有するCCD撮像素子を使用して1回の読み出しを行った場合の1画素当たりのノイズを表す。

【0052】

図8は素子温度を60、露光時間を1/60 sec 、規定読出時間を1/60 sec とし、読出ノイズ $nr = 0.7, 2, 4, 8, 12$ の場合において $M = N$ を種々変更した場合のノイズ特性を示す。図9は素子温度を30、露光時間を1/60 sec 、規定読出時間を1/60 sec とし、読出ノイズ $nr = 0.7, 2, 4, 8, 12$ の場合において $M = N$ を種々変更した場合のノイズ特性を示す。

【0053】

図8および図9の比較から、 $0.7e^-$ のように読出ノイズが小さい場合には、素子温度が高く(60)したがってダークノイズ nd が大きい状況にあるほど、本実施形態によるノイズを低減する効果が大きいことが分かる。

【0054】

図10はモザイクフィルタ108の構成を示す図である。図10に示すように、モザイクフィルタ108は、400 $nm \sim 900nm$ の波長域の光を透過させる広帯域フィルタ要素108aおよび430 $nm \sim 530nm$ の波長域の光を透過させる狭帯域フィルタ要素108bが交互に組み合わせられ、各帯域フィルタ要素108a、108bはCCD撮像素子106の画素に一对一で対応している。

【0055】

画像データ処理部1は、照明光を射出する照明ユニット110、画像データを表示するための画像処理を行う画像処理ユニット130、CCD撮像素子106の動作を制御するCCDコントローラ140、および各ユニットとCCDコントローラ140との制御を行うコントローラ150から構成されている。

【0056】

照明ユニット110は、白色光を射出するキセノンランプからなる白色光源111、白色光源111に電氣的に接続されている光源用電源112、および白色光源111から射出される白色光を集光する集光レンズ113、白色光をR光、G光、B光、参照光および励起光に順次色分解するための回転フィルタ114、および回転フィルタ114を回転させるモータ115を備えている。

【0057】

図11は回転フィルタの構成を示す図である。図11に示すように、回転フィルタ114は、R、G、B、750 $nm \sim 900nm$ の近赤外域(IR)および410 nm の励起光の波長域の光を透過するフィルタ要素114a~114e並びに光を遮光する遮光要素114fからなる。

【0058】

なお、回転フィルタ114が回転することにより、R、G、B、近赤外光および励起光の生体観察部9への照射並びに遮光のサイクルが繰り返される。ここで、生体観察部9に

R光 L_r 、G光 L_g 、B光 L_b および参照光 L_s が照射されている間は、モザイクフィルタ108の広帯域フィルタ要素108aを透過した光学像のみをCCD撮像素子106において検出し、励起光 L_e が照射されている間は広帯域フィルタ要素108aおよび狭帯域フィルタ要素108bをそれぞれ透過した蛍光像をCCD撮像素子106において検出する。

【0059】

ここで、各光の生体観察部9への照射時間が、テレビレートの1フレームに相当する時間（例えば1/60秒、1/30秒、1/25秒）となるように、回転フィルタ114がモータ115により回転される。

【0060】

CCDコントローラ140は、CCD撮像素子106の動作タイミングを制御する動作制御信号および電荷増倍部24における増倍率を制御する増倍率制御信号を出力するものである。使用者により設定された所望のピーク値を有する増倍率制御信号を出力することにより、電荷増倍部24での電荷増倍率を制御することができる。ここで、CCDコントローラ140は、CCD撮像素子106から1回の露光当たりにN回の信号電荷の読み出しを行うよう動作制御信号を出力する。

【0061】

画像処理ユニット130は、CCD撮像素子106において得られた信号のプロセス処理を行う信号処理回路131、信号処理回路131において得られた画像データをデジタル化するA/D変換回路132、反射像 Z_r 、 Z_g 、 Z_b から得られた画像データを各色毎に保存する画像メモリ133、後述するように蛍光像 Z_e から得られた広帯域蛍光画像を表す広帯域蛍光画像データと狭帯域蛍光画像を表す狭帯域蛍光画像データとをそれぞれ保存する蛍光画像メモリ135、反射像 Z_s から得られた参照画像データを保存する画像メモリ136、広帯域蛍光画像データにより表される広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像データにより表される狭帯域蛍光画像の対応する各画素値の比率を算出して演算値を得、この演算値にその値の大きさに応じた色情報を割り当てて色画像を表す色画像データを生成するとともに、参照画像データにより表される参照画像の各画素値にその値の大きさに応じた輝度情報を割り当てて輝度画像を表す輝度画像データを生成し、色画像データおよび輝度画像データを合成して蛍光診断画像を表す合成画像データを生成して出力する画像生成回路137、および画像メモリ133から同時化されて出力された3色の画像データ、および画像生成回路137において生成された合成画像データをビデオ信号に変換して出力するビデオ信号処理回路134を備えている。

【0062】

なお、画像生成回路137は、画像メモリ136に記憶された参照画像データにより表される参照画像と、蛍光画像メモリ135の広帯域蛍光画像データにより表される広帯域蛍光画像または狭帯域蛍光画像データにより表される狭帯域蛍光画像との対応する各画素値の比率を算出して演算値を得、この演算値にその値の大きさに応じた色情報を割り当てて色画像を表す色画像データを生成するものであってもよい。

【0063】

以下、本実施形態による内視鏡装置の作用について説明する。本実施形態による内視鏡装置においては、反射像 Z_r 、 Z_g 、 Z_b の撮像、反射像 Z_s の撮像、および蛍光像 Z_e の撮像が時分割で行われ、反射像 Z_r 、 Z_g 、 Z_b に基づいた通常画像11および反射像 Z_s および蛍光像 Z_e に基づいた蛍光診断画像13がモニタ200に表示される。各光学像を時分割で撮像するために、照明ユニット110における回転フィルタ114を回転させ、白色光源111から射出される白色光を、回転フィルタ114を透過させることにより、R光 L_r 、G光 L_g 、B光 L_b 、参照光 L_s および励起光 L_e が順次生体観察部9に照射される。

【0064】

まず、通常画像11を表示する際の動作を説明する。白色光源111から射出された白色光が回転フィルタ114におけるフィルタ要素114aを透過してR光 L_r となり、こ

10

20

30

40

50

の R 光 L r がライトガイド 1 0 1 により導光され、さらに照明光学系 1 0 3 を透過して生体観察部 9 に照射される。

【 0 0 6 5 】

生体観察部 9 において反射された R 光 L r による反射像 Z r は集光レンズ 1 0 5 により集光され、励起光カットフィルタ 1 0 4 を透過してプリズム 1 0 7 により反射され、モザイクフィルタ 1 0 8 の広帯域フィルタ要素 1 0 8 a を透過して C C D 撮像素子 1 0 6 上に結像される。

【 0 0 6 6 】

C C D 撮像素子 1 0 6 においては、受光部 1 0 の垂直転送 C C D 3 1 により反射像 Z r が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。

10

【 0 0 6 7 】

テレビレートの 1 フレームに相当する所定時間が経過すると、回転フィルタ 1 1 4 が回転して白色光源 1 1 1 から射出される白色光の光路上にあるフィルタ要素が R 光用のフィルタ要素 1 1 4 a から G 光用のフィルタ要素 1 1 4 b に切り替わる。この所定時間が経過する間、蓄積部 2 2 から N 回の信号電荷の読み出しが行われる。以下、1 回の読み出し動作について説明する。まず、垂直転送 C C D 3 1 に蓄積された信号電荷は、蓄積部 2 2 の垂直転送 C C D 3 3 へ転送される。

【 0 0 6 8 】

蓄積部 2 2 の垂直転送 C C D 3 3 に転送された信号電荷は、並列に垂直転送され、水平転送部 2 3 の水平転送 C C D 3 5 に順次送り込まれる。

20

【 0 0 6 9 】

水平転送部 2 3 では、横 1 ラインの画素の信号電荷が入ると、信号電荷は水平方向に転送され、順次電荷増倍部 2 4 の電荷増倍セル 3 6 へ転送される。電荷増倍セル 3 6 において、信号電荷は増倍率制御信号に基づいて増倍されながら順次転送される。最後の電荷増倍セル 3 6 から右端に設けられた出力部 2 5 へ出力された信号電荷は、電荷検出部 3 7 において信号電圧へ変換され、出力アンプ 3 8 で増幅されて、出力端子 2 7 から出力信号として出力される。

【 0 0 7 0 】

その後、次の横 1 ラインの信号電荷が、蓄積部 2 2 から水平転送部 2 3 へ転送される。このような動作を繰り返すことにより、受光部 1 0 の左下の画素から右方向へ順次信号電荷が読み出され、横 1 ラインの信号電荷が読み出されると、次にその上の横 1 ラインの信号電荷が読み出され、順番に移動して、1 回の読み出し動作において R 画像を形成する信号電荷が出力信号として読み出される。なお、C C D 撮像素子 1 0 6 における撮像動作は、C C D コントローラ 1 4 0 から入力された動作制御信号に基づいて実行されている。

30

【 0 0 7 1 】

C C D 撮像素子 1 0 6 より出力された 1 回分の出力信号は、画像処理ユニット 1 3 0 の信号処理回路 1 3 1 においてプロセス処理が施されて A / D 変換回路 1 3 2 においてデジタル信号に変換され、画像メモリ 1 3 3 の R 画像データの記憶領域へ記憶される。そして、画像メモリ 1 3 3 において N 回分の出力信号が積算されて、積算された出力信号からなる R 画像データが画像メモリ 1 3 3 の記憶領域に記憶される。

40

【 0 0 7 2 】

以後、同様の動作により G 画像データおよび B 画像データが取得され、画像メモリ 1 3 3 の G 画像データの記憶領域および B 画像データの記憶領域にそれぞれ記憶される。

【 0 0 7 3 】

3 色の画像データが画像メモリ 1 3 3 に記憶されると、表示タイミングに合わせて同時化されて出力され、ビデオ信号処理回路 1 3 4 においてビデオ信号に変換されてモニタ 2 0 0 に出力され、カラー画像である通常画像 1 1 として表示される。

【 0 0 7 4 】

次に蛍光診断画像 1 3 を表示する際の動作を説明する。回転フィルタ 1 1 4 はコントローラ 1 5 0 からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素 1 1 4 c に続い

50

てフィルタ要素 114d が白色光源 111 から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部 9 には近赤外光である参照光 Ls が照射される。

【0075】

生体観察部 9 において反射された参照光 Ls の反射像 Zs は、集光レンズ 105 により集光され、励起光カットフィルタ 104 を透過してプリズム 107 により反射され、モザイクフィルタ 108 の広帯域フィルタ要素 108a を透過して CCD 撮像素子 106 上に結像される。

【0076】

CCD 撮像素子 106 においては反射像 Zs が受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット 130 に入力される。画像処理ユニット 130 に入力された電気信号は、信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、画像メモリ 136 へ参照画像データとして記憶される。 10

【0077】

次に励起光 Le による蛍光像 Ze を撮像する際の動作を説明する。回転フィルタ 114 はコントローラ 150 からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素 114d に続いてフィルタ要素 114e が白色光源 111 から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部 9 には励起光 Le が照射される。

【0078】

励起光 Le が照射されることにより生じる生体観察部 9 からの蛍光像 Ze は、集光レンズ 105 により集光され、励起光カットフィルタ 104 を透過してプリズム 107 により反射され、モザイクフィルタ 108 の広帯域フィルタ要素 108a および狭帯域フィルタ要素 108b をそれぞれ透過して CCD 撮像素子 106 上に結像される。 20

【0079】

CCD 撮像素子 106 においては蛍光像 Ze が受光され、広帯域フィルタ要素 108a および狭帯域フィルタ要素 108b にそれぞれ対応する画素毎に光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット 130 に入力される。画像処理ユニット 130 に入力された電気信号は、信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、蛍光画像メモリ 135 へ広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データとして記憶される。 30

【0080】

広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データが得られると、画像生成回路 137 では、相対応する画素において広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データの信号強度の比率を算出し、その比率に対して色情報を割り当てて色画像データを得、さらに参照画像データの信号強度に輝度情報を割り当てて輝度画像データを得、これらを合成して合成画像データを生成し、ビデオ信号処理回路 134 へ出力する。ビデオ信号処理回路 134 では、合成画像データをビデオ信号に変換しモニタ 200 に出力する。モニタ 200 には、疑似カラー画像である蛍光診断画像 13 が表示される。

【0081】

なお、蛍光診断画像 13 は、広帯域蛍光画像データの信号強度と狭帯域蛍光画像データの信号強度の相対的比率の変化に応じて表示色が変化し、参照画像データの信号強度に応じて輝度が変化する疑似カラーで表示されている。正常組織から発せられた蛍光と、病変組織から発せられた蛍光の表示色の差異が明らかになるような疑似カラーを設定することにより、例えば正常組織から発せられた蛍光を白色に表示し、病変組織から発せられた蛍光はピンクあるいは他の色として表示できる。このため、観察者は病変組織を容易に認識することができる。また、参照画像データの信号強度に応じて輝度が異なるため、生体観察部 9 の凹凸や、距離感を備えた蛍光診断画像を表示することができる。 40

【0082】

このように、本実施形態においては、CCD 撮像素子 106 のフルウェルサイズを、装置が要求する電子量、すなわち装置仕様により決定される 1 画素で受光しうる最大光量に 50

相当する電子量の $1/M$ とし、規定読出時間あたりに N 回の信号電荷の読み出しを行うとともに、 $nd(1 - 1/M) > nr^2(N^2 - 1)$ の関係が成立するようにしたものである。ここで、フルウェルサイズを小さくすると、ダークノイズを小さくすることができるものの、照明光の光量が大きい場合に信号電荷が飽和してしまう。これに対して、本実施形態のように複数回の読み出しを行えば信号電荷の飽和を回避することができる。しかしながら、読出ノイズが大きい場合に複数回の読み出しを行うことにより得られた信号電荷を積算すると、ダークノイズが小さくても得られる出力信号に含まれるノイズが大きくなってしまう。

【0083】

本実施形態においては、電荷増倍型の CCD 撮像素子 106 を使用しているため、読出ノイズを少なくすることができ、さらに $nd(1 - 1/M) > nr^2(N^2 - 1)$ の関係が成立するようにしたため、装置が要求する電子量と等しいフルウェルサイズを各画素が有する CCD 撮像素子において、1 回の露光につき 1 回の読み出しを行うことにより得られる出力信号と比較して、ダークノイズを含めたノイズを低減できる。したがって、CCD 撮像素子 106 を冷却しなくてもノイズの少ない出力信号を得ることができ、その結果、高画質の通常画像 11 および蛍光診断画像 13 をモニタ 200 に表示することができる。

10

【0084】

ここで、装置仕様により決定される 1 画素で受光しうる最大光量に相当する電子量が 6 万電子である場合において、CCD 撮像素子 106 のフルウェルサイズを 6 万電子の $1/5$ とし、読出回数を 5 回とすると、 $nd(1 - 1/M) > nr^2(N^2 - 1)$ の関係から、 $1/30nd > nr^2$ となる。

20

【0085】

通常、フルウェルサイズが 6 万電子の CCD 撮像素子のダークノイズは、素子温度 55 度で 2000 電子であるため、 $1/30nd > nr^2$ の関係から読出ノイズが約 8.2 電子以下であれば出力信号に含まれるノイズを低減できる。ここで、電荷増倍型の CCD 撮像素子のように読出ノイズが非常に小さい撮像素子においては、読出ノイズを 1 電子以下とすることが可能であり、そのように読出ノイズを小さくすることにより、出力信号に含まれるノイズを低減することができる。

【0086】

また、通常、CCD 撮像素子はフルウェルサイズが数万電子であり、その画素サイズは数ミクロン角である。本実施形態のように、フルウェルサイズを $1/M$ とすると、装置が要求する電子量に相当するフルウェルサイズを各画素が有する CCD 撮像素子と比較して、画素サイズを $1/M$ とすることができ、その結果、撮像素子のサイズを $1/M^2$ とすることができる。したがって、CCD 撮像素子のサイズを小さくすることができ、その結果、本発明による撮像素子を内視鏡装置に適用した場合に、内視鏡を細径化することができる。

30

【0087】

また、CCD 撮像素子のサイズを小さくすることができるため、CCD 撮像素子を製造する際に、1 枚のウェハーから得られる CCD 撮像素子の数を大きくすることができ、これにより、CCD 撮像素子の生産効率を向上させることができる。

40

【0088】

なお、上記実施形態においては、内視鏡装置に本発明を適用しているが、内視鏡装置以外の他の撮影装置にも本発明を適用することができる。

【0089】

例えば、カメラ付きの携帯電話、カメラ付きの PDA 等の携帯端末装置に搭載される撮像素子は、低温から高温に亘る非常に厳しい温度環境下において使用に耐えうることもおよび携帯性の観点から小型軽量化が要求される。さらに撮像素子の高画素化および高感度化の要望もある。ここで、携帯端末装置の使用温度環境が 30 である場合、撮像素子の温度は 60 にもなるため、ダークノイズが大きくなり、得られる画像の粒状性が悪化してしまう。この場合、冷却ファンやペルチェ素子等の冷却機構により撮像素子を冷却するこ

50

とが考えられるが、冷却機構を設けると携帯端末装置が大型化するとともに、冷却機構がバッテリーの電力を消費するため、携帯端末装置の動作時間が短くなってしまう。

【0090】

したがって、本発明による撮像装置を携帯端末装置に適用することにより、冷却機構を設けなくてもノイズが少ない高画質の画像を得ることができる。例えば、撮像装置に用いられるCCD撮像素子のフルウェルサイズを、携帯端末装置の仕様により決定される1画素で受光しうる最大光量に相当する電子量の $1/4$ とし、かつ1回の露光当たりの読出回数を4回とすることにより、フルウェルサイズが携帯端末装置の仕様により決定される1画素で受光しうる最大光量に相当する電子量と等しいCCD撮像素子を用いる場合と比較して、1画素あたりに得られる出力信号の大きさを変更することなくノイズが少ない高画質の画像を得ることができる。具体的には、図8に示すように素子温度が60の場合、読出ノイズを $0.7e^-$ とすると、撮像素子において発生するノイズは $N = M = 4$ の場合は、 $N = M = 1$ の場合と比較して約 $1/2$ に低減されるため、上記式(14)より、温度換算で約8の冷却と同様のノイズ低減効果を得ることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】本発明の実施形態による撮像装置を用いた内視鏡装置の構成を示す概略構成図

【図2】CCD撮像素子の構成を示す図

【図3】MおよびNの値を種々変更した場合のノイズ特性を示す図(その1)

【図4】MおよびNの値を種々変更した場合のノイズ特性を示す図(その2)

20

【図5】MおよびNの値を種々変更した場合のノイズ特性を示す図(その3)

【図6】MおよびNの値を種々変更した場合のノイズ特性を示す図(その4)

【図7】本実施形態に用いるCCD撮像素子の温度とダークノイズとの関係を示す図

【図8】読出ノイズおよび温度を考慮した場合のノイズ特性を示す図(その1)

【図9】読出ノイズおよび温度を考慮した場合のノイズ特性を示す図(その1)

【図10】モザイクフィルタの構成を示す図

【図11】回転フィルタの構成を示す図

【符号の説明】

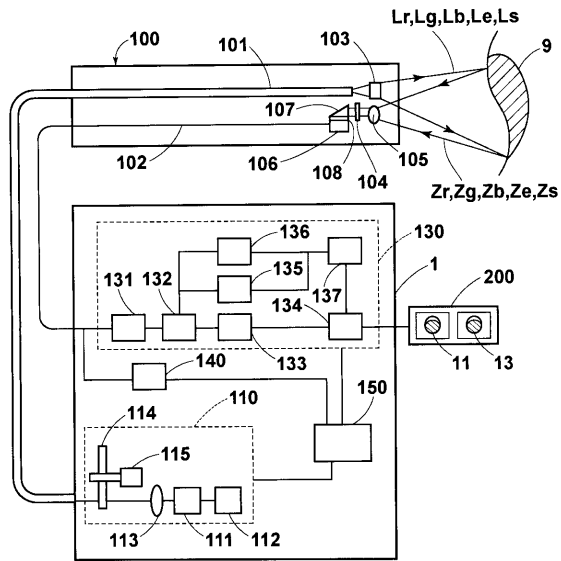
【0092】

- 1 画像データ処理部
- 9 生体観察部
- 11 通常画像
- 13 蛍光診断画像
- 100 内視鏡挿入部
- 106 CCD撮像素子
- 108 モザイクフィルタ
- 110 照明ユニット
- 130 画像処理ユニット
- 140 CCDコントローラ
- 150 コントローラ
- 200 モニタ

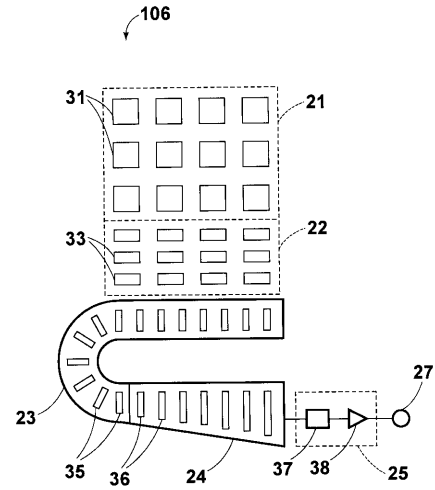
30

40

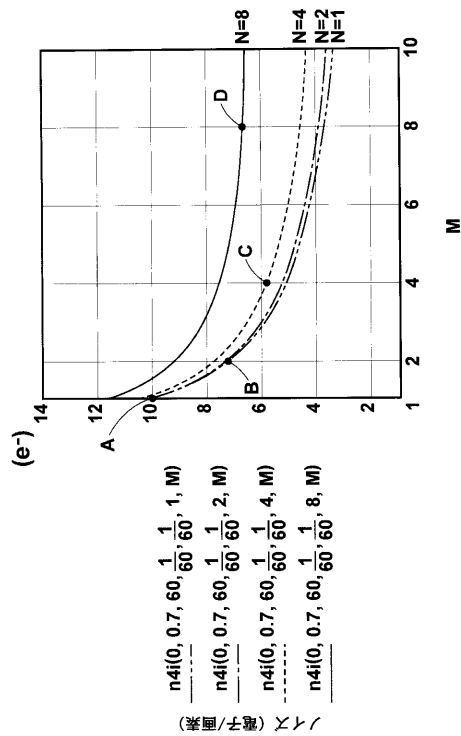
【図 1】



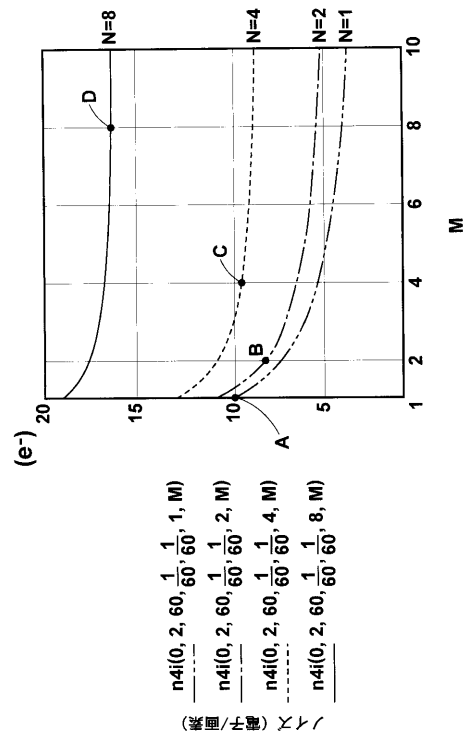
【図 2】



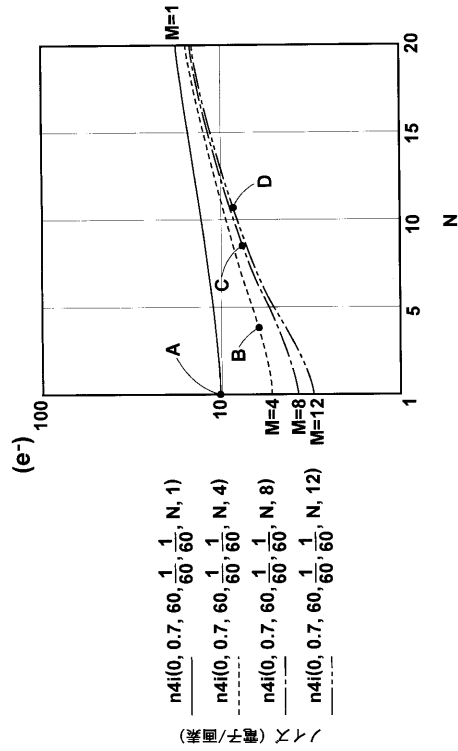
【図 3】



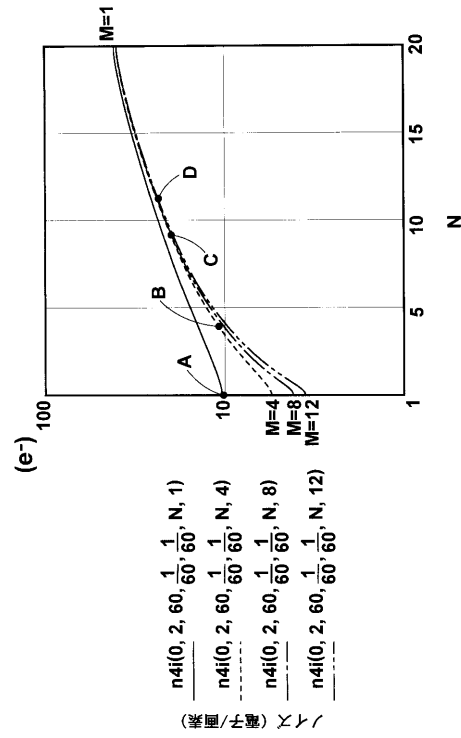
【図 4】



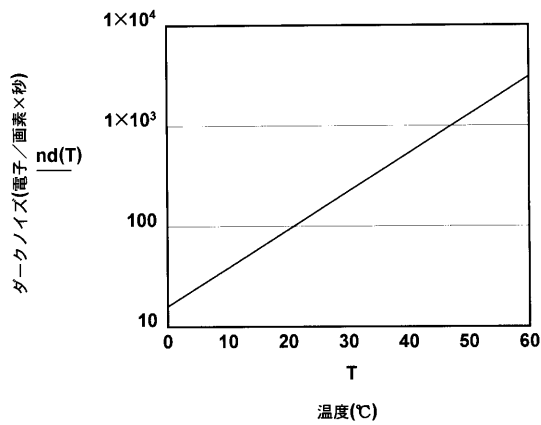
【 図 5 】



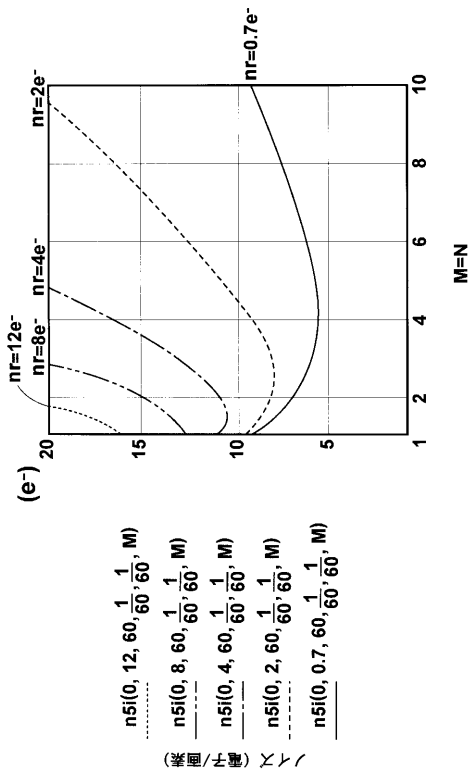
【 図 6 】



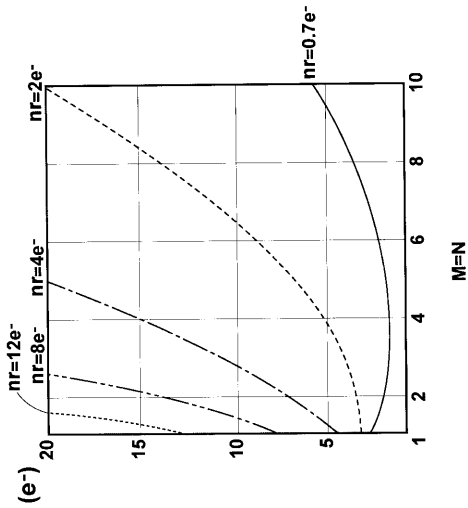
【 図 7 】



【 図 8 】



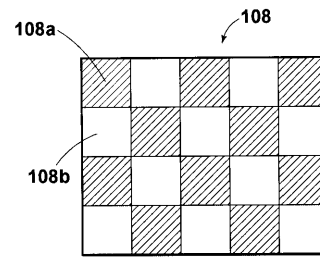
【 図 9 】



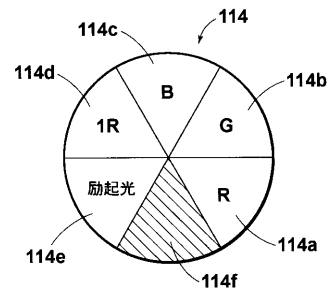
$n5i(0, 12, 30, \frac{1}{60}, \frac{1}{60}, M)$
 $n5i(0, 8, 30, \frac{1}{60}, \frac{1}{60}, M)$
 $n5i(0, 4, 30, \frac{1}{60}, \frac{1}{60}, M)$
 $n5i(0, 2, 30, \frac{1}{60}, \frac{1}{60}, M)$
 $n5i(0, 0.7, 30, \frac{1}{60}, \frac{1}{60}, M)$

(株) 富士通

【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
H 0 4 N 5/225	H 0 4 N 5/232	Z 5 C 0 2 4
H 0 4 N 5/232	H 0 1 L 27/14	B
// G 0 1 N 21/64	G 0 1 N 21/64	Z

F ターム(参考) 4C061 CC06 FF47 HH51 LL02 MM01 MM05 NN01 NN05 QQ02 QQ03
QQ04 SS05 WW08 WW17
4M118 AA05 AA10 AB01 AB10 BA10 BA12 DB09 FA06 FA42 GC07
GC14 GD03 GD13
5C022 AA09 AB15 AB18 AB51 AC42
5C024 AX02 BX02 CX03 CX41 CX54 GY44 GZ01

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	JP2004112772A	公开(公告)日	2004-04-08
申请号	JP2003282793	申请日	2003-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	袴田和男		
发明人	袴田 和男		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 G02B23/26 H01L27/148 H04N5/225 H04N5/232 H04N5/335 H04N5/353 H04N5/357 H04N5/372 H04N5/374		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 H04N5/361 H04N5/37213 H04N2005/2255		
FI分类号	H04N5/335.Z A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/26.D H04N5/225.C H04N5/232.Z H01L27/14.B G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/045.630 A61B1/05 H01L27/148.B H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232 H04N5/335.F H04N5/335.530 H04N5/335.570 H04N5/335.720 H04N5/335.740 H04N5/353 H04N5/357 H04N5/372 H04N5/374		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/GA08 2G043/GB21 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/LA03 2G043/MA12 2G043/NA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM01 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/SS05 4C061/WW08 4C061/WW17 4M118/AA05 4M118/AA10 4M118/AB01 4M118/AB10 4M118/BA10 4M118/BA12 4M118/DB09 4M118/FA06 4M118/FA42 4M118/GC07 4M118/GC14 4M118/GD03 4M118/GD13 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AB18 5C022/AB51 5C022/AC42 5C024/AX02 5C024/BX02 5C024/CX03 5C024/CX41 5C024/CX54 5C024/GY44 5C024/GZ01 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/SS05 4C161/WW08 4C161/WW17 5C122/DA09 5C122/DA26 5C122/EA23 5C122/FC01 5C122/FC06 5C122/FC07 5C122/GG03 5C122/GG21 5C122/HB06 5C122/HB10		
代理人(译)	佐久间刚		
优先权	2002254734 2002-08-30 JP		
其他公开文献	JP4285641B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在诸如内窥镜装置的成像装置中使用电荷倍增型固态成像装置时，通过减小暗噪声的影响来获得具有良好的S / N的输出信号。 设置在内窥镜插入部100的前端的CCD摄像装置106是电荷倍增型摄像装置。 将CCD图像拾取装置106的全阱尺寸设置为对应于由内窥镜装置的规格确定的一个像素可以接收的最大光量的电子量的1 / M，并且将CCD图像拾取装置106更改为电视速率的一帧。 每个对应的预定时间执行N次读取。 此外，当每个像素的全阱尺寸对应于上述电子数量时，在从预定的时间从基准固态图像拾取装置读出信号电荷一次的情况下的暗噪声为nd，并且读出噪声为nr，M，N，暗噪声nd和读取噪声nr满足nd (1-1 / M) > nr2 (N2-1) 的关系。 [选型图]图1

