

(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2004-313523
(P2004-313523A)

(43) 公開日 平成16年11月11日(2004.11.11)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/04
G02B 23/24
H01L 27/148
H04N 5/225
H04N 5/235

F 1

A 61 B	1/04	3 7 2	2 H 0 4 0
G 02 B	23/24	B	4 C 0 6 1
H 01 L	27/148	C	4 M 1 1 8
H 04 N	5/225	HO 4 N	5 C 0 2 2
H 04 N	5/235	5/235	5 C 0 2 4
H 04 N	5/235	5/335	P

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号
(22) 出願日特願2003-112904 (P2003-112904)
平成15年4月17日 (2003.4.17)

(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 杉本 秀夫
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) 2H040 BA00 CA03 CA11 CA23 CA24
DA17 GA02 GA06 GA10
4C061 BB02 CC06 FF40 LL02 MM03
NN01 PP01 PP07 PP12 SS01
SS03 SS10 SS23

最終頁に続く

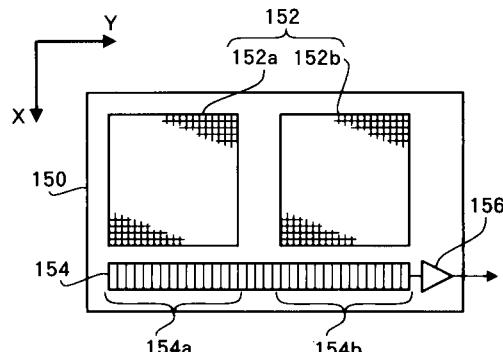
(54) 【発明の名称】 固体撮像素子、電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】円筒状の装置に組み込まれてもその径を太くさせたり解像度を低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させる。

【解決手段】所定方向に長く形成された单一の半導体基板上に受光部を有し、所定方向のそれぞれ異なった領域に第1の受光部と第2の受光部とを含む少なくとも2つの受光部と、第1の受光部が有する複数の受光素子に蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、第2の受光部が有する複数の受光素子に蓄積された電荷の転送先である第2の転送部とを含む少なくとも2つの転送部と、第1の転送部に転送された電荷と、第2の転送部に転送された電荷とを含む少なくとも2つの転送部に転送された電荷を加算して外部に出力する加算出力部とを備えている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定方向に長く形成された单一の半導体基板上に、撮像対象からの光を受光するための複数の受光素子がマトリクス状に配置されている受光部を有した固体撮像素子であって、前記所定方向のそれぞれ異なった領域に第1の受光部と第2の受光部とを含む少なくとも2つの受光部と、

前記第1の受光部が有する複数の前記受光素子に蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、

前記第2の受光部が有する複数の前記受光素子に蓄積された電荷の転送先である第2の転送部と、を含む少なくとも2つの転送部と、

前記第1の転送部に転送された前記電荷と、前記第2の転送部に転送された前記電荷と、を含む前記少なくとも2つの転送部に転送された電荷を加算して外部に出力する加算出力部と、を備えていること、を特徴とする固体撮像素子。

【請求項 2】

前記少なくとも2つの受光部の各々が有している複数の前記受光素子の配列は、それぞれ同一であること、を特徴とする請求項1に記載の固体撮像素子。

【請求項 3】

前記少なくとも2つの受光部の各々で蓄積された前記電荷の各々は、前記所定方向の前記受光素子一列に蓄積された前記電荷毎に、前記少なくとも2つの転送部の各々に転送され、

前記加算出力部は、転送された各々の前記受光素子一列毎の前記電荷同士を加算して外部に出力すること、を特徴とする請求項2に記載の固体撮像素子。

【請求項 4】

前記少なくとも2つの転送部は、前記所定方向に一列に整列した素子に含まれていること、を特徴とする請求項3に記載の固体撮像素子。

【請求項 5】

前記受光部前面に前記撮像対象からの光束を第1の光束と第2の光束とに分割する光束分割手段が配置され、前記第1の光束は前記第1の受光部に導かれ、前記第2の光束は前記第2の受光部に導かれること、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固体撮像素子。

【請求項 6】

前記光束分割手段はビームスプリッタであり、前記第1の光束は前記ビームスプリッタによる反射光束であり、前記第2の光束は前記ビームスプリッタによる透過光束であること、を特徴とする請求項5に記載の固体撮像素子。

【請求項 7】

前記第1の受光部と第2の受光部のどちらか一方の前面には減光手段が配置されていること、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固体撮像素子。

【請求項 8】

所定方向に長く形成された单一の半導体基板上に、観察対象からの反射光を受光するための複数の受光素子がマトリクス状に配置されている受光部を有する固体撮像素子を、先端部内に備えた電子内視鏡であって、

前記固体撮像素子は、前記所定方向のそれぞれ異なった領域に第1の受光部と第2の受光部とを含む少なくとも2つの受光部と、

前記第1の受光部が有する複数の前記受光素子に蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、

前記第2の受光部が有する複数の前記受光素子に蓄積された電荷の転送先である第2の転送部と、を含む少なくとも2つの転送部と、

前記第1の転送部に転送された前記電荷と、前記第2の転送部に転送された前記電荷と、を含む前記少なくとも2つの転送部に転送された電荷を加算して外部に出力する加算出力部と、を備え、

10

20

30

40

50

さらに、前記半導体基板の長手方向と前記先端部の長手方向とが一致するように配置されていること、を特徴とする電子内視鏡。

【請求項 9】

前記少なくとも 2 つの受光部の各々は、光学的に略等価に位置していること、を特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡。

【請求項 10】

前記少なくとも 2 つの受光部の各々が有している複数の前記受光素子の配列は、それぞれ同一であること、を特徴とする請求項 8 または請求項 9 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 11】

前記少なくとも 2 つの受光部の各々で蓄積された前記電荷の各々は、前記所定方向の前記受光素子一列に蓄積された前記電荷毎に、前記少なくとも 2 つの転送部の各々に転送され、

前記加算出力部は、転送された各々の前記受光素子一列毎の前記電荷同士を加算して外部に出力すること、を特徴とする請求項 10 に記載の電子内視鏡。

【請求項 12】

前記少なくとも 2 つの転送部は、前記所定方向に一列に整列した素子に含まれていること、を特徴とする請求項 8 から請求項 11 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 13】

前記受光部前面に前記観察対象からの反射光束を第 1 の光束と第 2 の光束とに分割する光束分割手段が配置され、前記第 1 の光束は前記第 1 の受光部に導かれ、前記第 2 の光束は前記第 2 の受光部に導かれること、を特徴とする請求項 8 から請求項 12 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 14】

前記光束分割手段はビームスプリッタであり、前記第 1 の光束は前記ビームスプリッタによる反射光束であり、前記第 2 の光束は前記ビームスプリッタによる透過光束であること、を特徴とする請求項 13 に記載の電子内視鏡。

【請求項 15】

前記第 1 の受光部と第 2 の受光部のどちらか一方の前面には減光手段が配置されていること、を特徴とする請求項 8 から請求項 12 に記載の電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、単一の半導体基板上に複数の受光素子がマトリクス状に配置されている固体撮像素子と、この固体撮像素子を先端部に備えている電子内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、内視鏡の先端部を含む挿入部を細径化することにより、体腔内、特に細い管内に内視鏡を挿入する際の患者の苦痛を軽減している。近年はその先端部に C C D などの固体撮像素子を備えている電子内視鏡が広く普及しており、その内部に備えられている種々の部品を小型化することによって細径化を達成している。この内視鏡や電子内視鏡は細ければ細いほど、体腔内の至る所に挿入できるようになり、また、体腔内を自在に動かすことができるようになるため、さらなる細径化が要求されている。

【0003】

電子内視鏡では上述した理由により小型化に適したモノクロの C C D を搭載したものが多く見られる。しかしながら近年は生体組織の状態をより正確に観察するため、カラー画像を得るような装置が実用に供している。このカラー画像を得る装置は大きく分類すると 2 通りある。一つは、電子内視鏡に接続されている光源装置の白色照明光により照明された観察対象（撮像対象）を、受光部にマトリクス状に配置されている複数の受光素子各々の前面に R G B などのカラーフィルタを備えた C C D で撮像することによりカラー画像を得る、いわゆる同時方式を用いたものである。もう一つは、電子内視鏡に接続されている光

10

20

30

40

50

源装置の回転カラーフィルタを介した各色の照明光により照明された観察対象を、モノクロのCCDで撮像することによりカラー画像を得る、いわゆる面順次方式を用いたものである。

【0004】

しかしながら、近年電子内視鏡のさらなる細径化が要求されており、この先端部に備えられているCCD等をさらに小型化させる必要がある。CCDを小型化させるためには1画素当たりのサイズを小さく形成する必要がある。ところが、この1画素当たりのサイズを小さく形成するにしたがって、1画素当たりに蓄積できる電荷量が少なくなってしまう。従って、撮影可能な明るさのダイナミックレンジが小さくなってしまう。

【0005】

電子内視鏡の観察対象となる体腔内の生体組織などは、暗部である体腔内を照明装置で照明されることにより観察されているため、その暗部と明部での輝度差がデジタルカメラやビデオなどの画像と比べて特に大きくなる傾向にある。従ってダイナミックレンジを低下させると、暗部の画像が黒く潰れてしまい、かつ明部の画像が白くとぶという現象が頻発するようになってしまう。

【0006】

そこで従来は、隣り合う感度の異なった受光素子を一対として、それぞれの受光素子に蓄積された電荷を転送し、上記一対の受光素子の電荷を加算することにより、ダイナミックレンジを向上させていた（例えば、特許文献1参照）。また、隣接する所定数の画素毎に同色のカラーフィルタを搭載して、設定されたモードに応じてそれら所定数の同色の画素により得られた電荷を加算してダイナミックレンジ及び感度を向上させていた（例えば、特許文献2参照）。

【0007】

【特許文献1】

特開平9-252107号公報（第3～5頁、第1図）

【特許文献2】

特開平11-298800号公報（第3、4頁、第2図）

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら上述の特許文献1及び特許文献2に記載されている固体撮像素子では、複数の画素に蓄積された電荷を加算して1画素相当の信号を出力しているため、出力される画像の解像度は低下してしまう。すなわち、ダイナミックレンジや感度を向上させて画像の潰れや白とびなどを改善することはできるが、解像度の低下により出力される画像は不鮮明なものとなってしまう。従って、術者はモニタに表示されている生体組織などの画像からその生体組織の細部の状態を正確に把握し難くなってしまう。

【0009】

また、解像度を維持しつつダイナミックレンジを向上させるために1画素当たりのサイズを極力大きくして蓄積できる電荷量を増加させた場合は、画像の鮮明さを低下させることなくダイナミックレンジの向上により滑らかな画像を得ることができる。しかしながら、画素数を維持しつつ1画素当たりのサイズを大きくするため、固体撮像素子のサイズの小型化に限界があり、その結果、電子内視鏡の細径化が思うように計れず、患者への負担を軽減することができない。

【0010】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、円筒状の装置に組み込まれてもその径を太くせたり解像度を低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させることができる固体撮像素子、及びその固体撮像素子を備えた電子内視鏡を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る固体撮像素子は、所定方向に長く形成された单一の半導体基板上に、撮像対象からの光を受光するための複数の受光素子がマトリクス

10

20

30

40

50

状に配置されている受光部を有したものである。この固体撮像素子は、所定方向のそれぞれ異なった領域に第1の受光部と第2の受光部とを含む少なくとも2つの受光部と、第1の受光部が有する複数の受光素子に蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、第2の受光部が有する複数の受光素子に蓄積された電荷の転送先である第2の転送部とを含む少なくとも2つの転送部と、第1の転送部に転送された電荷と、第2の転送部に転送された電荷とを含む少なくとも2つの転送部に転送された電荷を加算して外部に出力する加算出力部とを備えている。このように、所定方向に長く形成された单一の半導体基板上において所定方向のそれぞれ異なった領域に配置された少なくとも2つの受光部に蓄積された各々の電荷を加算して出力することにより、所定方向と直交する方向に装置を大きくしたり解像度を低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させた画像情報を出力することができる。10

【0012】

また、上記固体撮像素子において、少なくとも2つの受光部の各々が有している複数の受光素子の配列はそれぞれ同一であることが好ましい。

【0013】

また、上記固体撮像素子において、少なくとも2つの受光部の各々で蓄積された電荷の各々は、所定方向の受光素子一列に蓄積された電荷毎に、少なくとも2つの転送部の各々に転送されることが好ましい。また、加算出力部は、転送された各々の受光素子一列毎の電荷同士を加算して外部に出力することが好ましい。また、少なくとも2つの転送部は、所定方向に一列に整列した素子に含まれていることが好ましい。また、第1の受光部と第2の受光部のどちらか一方の前面には減光手段が配置されていることが好ましい。20

【0014】

また、上記固体撮像素子では、受光部前面に撮像対象からの光束を第1の光束と第2の光束とに分割する光束分割手段が配置され、第1の光束は第1の受光部に導かれ、第2の光束は第2の受光部に導かれることが好ましい。また、光束分割手段はビームスプリッタであることが好ましい。このとき、第1の光束はビームスプリッタによる反射光束であり、第2の光束はビームスプリッタによる透過光束である。

【0015】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る電子内視鏡は、所定方向に長く形成された单一の半導体基板上に、観察対象からの反射光を受光するための複数の受光素子がマトリクス状に配置されている受光部を有する固体撮像素子を、その先端部内に備えたものである。この電子内視鏡に備えられている固体撮像素子は、所定方向のそれぞれ異なった領域に第1の受光部と第2の受光部とを含む少なくとも2つの受光部と、第1の受光部が有する複数の受光素子に蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、第2の受光部が有する複数の受光素子に蓄積された電荷の転送先である第2の転送部とを含む少なくとも2つの転送部と、第1の転送部に転送された電荷と、第2の転送部に転送された電荷とを含む少なくとも2つの転送部に転送された電荷を加算して外部に出力する加算出力部とを備えている。この固体撮像素子は、さらに、半導体基板の長手方向と電子内視鏡の先端部の長手方向とが一致するように配置されている。このように、所定方向に長く形成された单一の半導体基板上において所定方向のそれぞれ異なった領域に配置された少なくとも2つの受光部に蓄積された各々の電荷を加算して出力することにより、電子内視鏡の径を太くしたり解像度を低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させた画像を出力することができる。従って、患者の負担を増やしたり画像の鮮明さを低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させて滑らかな画像を得ることができる画像情報を出力することができる。30

【0016】

また、上記電子内視鏡において、少なくとも2つの受光部の各々は光学的に略等価な位置に配置されていることが好ましい。

【0017】

また、上記電子内視鏡において、少なくとも2つの受光部の各々が有している複数の前記40

10

20

30

40

50

受光素子の配列はそれぞれ同一であることが好ましい。

【0018】

また、上記電子内視鏡において、少なくとも2つの受光部の各々で蓄積された電荷の各々は、受光素子一列に蓄積された電荷毎に、少なくとも2つの転送部の各々に転送されることが好ましい。また、加算出力部は、転送された各々の受光素子一列毎の電荷同士を加算して外部に出力することが好ましい。また、少なくとも2つの転送部は、所定方向に一列に整列した素子に含まれていることが好ましい。また、第1の受光部と第2の受光部のどちらか一方の前面には減光手段が配置されていることが好ましい。

【0019】

また、上記電子内視鏡では、受光部前面に撮像対象からの光束を第1の光束と第2の光束とに分割する光束分割手段が配置され、第1の光束は第1の受光部に導かれ、第2の光束は第2の受光部に導かれることが好ましい。また、光束分割手段はビームスプリッタであることが好ましい。このとき、第1の光束はビームスプリッタによる反射光束であり、第2の光束はビームスプリッタによる透過光束である。

【0020】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明の実施形態の電子内視鏡100を備えている電子内視鏡装置500の構成を示したブロック図である。この電子内視鏡装置500は、患者の体腔内の画像情報を出力する電子内視鏡(電子スコープ)100と、電子内視鏡100から出力された画像情報に所定の処理を施し映像信号に変換する画像処理装置と光源装置を兼ね備えたプロセッサ200と、プロセッサ200から出力された映像信号に基づいて患者の体腔内を表示するモニタ300から構成されている。以下に、この図1を用いてこの電子内視鏡装置500の構成と作用を説明する。

【0021】

プロセッサ200は、本実施形態での観察対象である生体組織400を照明する照明光を射出する光源部(光源ランプ)210を備えている。本実施形態の電子内視鏡装置500では電子内視鏡100先端部の細径化を達成するために面順次方式の撮像システムを採用しているため、この光源部210が射出する照明光は白色光であり、また、その光路上にはRGB回転フィルタ220が配置されている。

【0022】

このRGB回転フィルタ220は、R(レッド)、G(グリーン)、B(ブルー)の三色のカラーフィルタ、及び遮光部を有している。これら三色のカラーフィルタは、各々対応した一色の光のみを透過するフィルタである。このRGB回転フィルタ220は、その回転方向に、順に、カラーフィルタ(R)、遮光部、カラーフィルタ(G)、遮光部、カラーフィルタ(B)、遮光部を有している。以下に、このRGB回転フィルタ220を用いた面順次方式によるカラー画像の生成のプロセスを説明する。

【0023】

まず、タイミングジェネレータ230は、図示しないモータドライバに駆動信号を送信する。このモータドライバはこの受信した駆動信号に基づいてモータ222を駆動させる。このモータ222の回転軸はRGB回転フィルタ220を回転自在に支持しているため、モータ222の駆動に伴い、RGB回転フィルタ220は回転する。RGB回転フィルタ220が回転することにより光源部210から射出された照明光は、R、G、Bの各色のフィルタを、それぞれの間に備えられた遮光部により間欠的に透過する。

【0024】

プロセッサ200はコネクタ280により電子内視鏡100と接続されている。RGB回転フィルタ220の各色のフィルタを透過した照明光の各々は、その光路上に配置されている集光レンズ224を介して電子内視鏡100が備えるライトガイド110に入射する。そしてこの照明光は、ライトガイド110により電子内視鏡100の先端部に導光される。このライトガイド110に導光された照明光は、電子内視鏡100の先端部の前面に備えられた照明窓120を介して観察対象(撮像対象)である生体組織400を照明する

10

20

30

40

50

。

【0025】

生体組織400を照明した照明光はこの生体組織400により反射し、観察光として対物光学系130に入射する。この対物光学系130を出射した観察光は、光路偏向部140により対物光学系130の光軸、言い換えると電子内視鏡100の長手方向（挿入方向）と直交する方向に折り曲げられる。

【0026】

本実施形態の電子内視鏡100では、観察光を受光して光電変換を行い画像信号を生成する機能を有する固体撮像素子150は、電子内視鏡100の長手方向に対しその受光面が平行となるよう配置されている。この固体撮像素子150は例えばCCDである。

10

【0027】

上述した光路偏向部140により折り曲げられた観察光は、この固体撮像素子150の受光面で結像して、この受光面が有しているマトリクス状に配置された複数の受光素子の各々に受光される。なお、生体組織400は上述したようにRGB回転フィルタ220の各色のフィルタを順に透過した間欠的な照明光により照明されているため、固体撮像素子150の受光面は、各色の観察光を間欠的に順次受光する。

【0028】

プロセッサ200が備えているドライバ240は、タイミングジェネレータ230から送信されてくる駆動制御信号により固体撮像素子150を駆動している。さらに詳しく説明すると、このドライバ240はタイミングジェネレータ230から送信されてくる駆動制御信号に基づいて、固体撮像素子150がR光、G光、B光のいずれかの観察光を受光している期間はその観察光を各受光素子に蓄積するよう固体撮像素子150を駆動し、RGB回転フィルタ220の遮光部により固体撮像素子150がいずれの観察光も受光しない期間は各受光素子に蓄積されている電荷を転送して画像信号として出力させるよう固体撮像素子150を駆動している。

20

【0029】

固体撮像素子150から出力された画像信号は、プロセッサ200に送信されて、後述する画像処理を施される。このプロセッサ200に画像処理を施された信号は、外部表示機器に表示可能な種々のビデオ信号（映像信号）としてモニタ300に出力され、このモニタ300上でカラーの観察画像として表示される。以下に、プロセッサ200で行われる画像処理のプロセスを説明する。

30

【0030】

固体撮像素子150によって得られた体腔内の生体組織400の画像信号は、プロセッサ200に備えられている初段映像信号処理部250に送信される。この初段映像信号処理部250は、先ず、送信された画像信号を増幅させ、サンプリング、ホールド等の処理を行う。そして、この画像信号をデジタルの画像信号に変換させる。変換されたデジタルの画像信号は、さらに、初段映像信号処理部250が有している図示しないマルチプレクサによって固体撮像素子150の駆動と同期して切り替えられ、R、G、Bの各色の画像信号に分離されて、RGBメモリ260が有している各メモリに出力される。

40

【0031】

RGBメモリ260はR、G、Bの各色に対応した3つのフレームメモリである図示しないRメモリ、Gメモリ、Bメモリを備えており、初段映像信号処理部250に分離された各色の画像信号は、それぞれ対応するフレームメモリに格納される。

【0032】

タイミングジェネレータ230は、RGBメモリ260の各フレームメモリに格納されている画像信号を同時に読み出すためのタイミング信号を送信する。このタイミング信号は、例えば、1秒当たり30フレームから構成される動画がモニタ上において表示できるタイミングで送信される。すなわち、このタイミングジェネレータ230は、RGBメモリ260の各フレームメモリに格納されている画像信号を1秒当たり30フレーム、同時に読み出すタイミング信号を送信する。このタイミング信号に基づき、各色の画像信号は同

50

時に読み出されて、後段信号処理部 270 に出力される。

【0033】

後段信号処理部 270 は、この信号をアナログ信号に変換させ、さらにこのアナログ信号をモニタ 300 に表示させるためのコンポジットビデオ信号や、Y/C 信号、RGB コンポーネントビデオ信号に変換する。そして、これらのビデオ信号がモニタ 300 に出力されると、モニタ 300 上に生体組織 400 の観察画像がカラー画像で表示される。

【0034】

図 2 は、本発明の実施形態の電子内視鏡 100 の先端部の内部構造を模式的に示した側断面図である。この図 2 では電子内視鏡 100 の先端部の内部構造を図 1 より詳細に示したものである。以下に、この図 2 を用いて、この電子内視鏡 100 の先端部の構成と作用を 10 より詳細に説明する。

【0035】

上述したように、対物光学系 130 を介して入射した生体組織 400 の観察光は、光路偏向部 140 により電子内視鏡 100 の長手方向と直交する方向に折り曲げられる。この光路偏向部 140 は、第 1 のプリズム 142 と第 2 のプリズム 144 とを貼り合わせることにより形成されている。また、これらのプリズムは、電子内視鏡 100 の長手方向に、対物光学系 130 側から第 1 のプリズム 142、第 2 のプリズム 144 の順に並んで配置している。

【0036】

第 1 のプリズム 142 は、生体組織 400 の観察光の光路上に、光を分割する機能を有するビームスプリッタ 142a を有している。このビームスプリッタ 142a は、対物光学系 130 の光軸と一致する生体組織 400 の観察光の光路に対して 45 度傾いた状態で配置している。別の言い方をすると、このビームスプリッタ 142a は、電子内視鏡 100 の長手方向に対して 45 度傾いた状態で配置している。そのため、このビームスプリッタ 142a に入射した生体組織 400 の観察光は、その一部が 90 度折り曲げられて電子内視鏡 100 の長手方向と直交する方向、すなわち固体撮像素子 150 に向かって進行し、その一部が透過して第 2 のプリズム 144 内を電子内視鏡 100 の長手方向に沿って進行していく。

【0037】

さらに説明を加えると、このビームスプリッタ 142a は、折り曲げられる光（反射光）と透過する光との強度比が 2 : 1 となるように、生体組織 400 の観察光を分割する機能を有している。ここでは、ビームスプリッタ 142a を透過した観察光は、ビームスプリッタ 142a で折り曲げられた観察光に対してその光強度が低くなっている。

【0038】

第 2 のプリズム 144 は、ビームスプリッタ 142a を透過した観察光の光路上に、光を全反射する機能を有する全反射ミラー 144a を有している。この全反射ミラー 144a は、対物光学系 130 の光軸と一致するビームスプリッタ 142a を透過した観察光の光路に対して 45 度傾いた状態で配置している。別の言い方をすると、この全反射ミラー 144a は、電子内視鏡 100 の長手方向に対して 45 度傾いた状態で配置している。従って、ビームスプリッタ 142a を透過した観察光は、この全反射ミラー 144a により 90 度折り曲げられて、電子内視鏡 100 の長手方向と直交する方向、すなわち固体撮像素子 150 に向かって進行する。

【0039】

図 3 は、本発明の実施形態の電子内視鏡 100 の先端部内に備えられている固体撮像素子 150 の構成を模式的に示した上面図である。この固体撮像素子 150 は、半導体基板上に、複数の受光素子がマトリクス状に配置されている受光部 152 を備えたものである。以下に、この図 3 を用いて、この固体撮像素子 150 の構成と作用を説明する。なお、この固体撮像素子 150 の基台である半導体基板の受光部 152 を備えている面は、図 3 に示す矢印 Y 方向の辺が、矢印 X 方向に直交する矢印 X 方向の辺より長い長方形の形状を有している。

【0040】

固体撮像素子150は、受光部152と、水平転送部154と、アンプ156とを備えている。上述したようにこの電子内視鏡装置500は面順次方式によりカラー画像を生成しているため、この固体撮像素子150はモノクロCCDである。また、電子内視鏡100の細径化を達成するため、この固体撮像素子150は蓄積部を備えないフルフレーム型CCDである。

【0041】

受光部152は、受光部152aと受光部152bの2つのイメージエリア（撮像エリア）を有している。この受光部152aは、ビームスプリッタ142aで反射された観察光学像を撮像するためのイメージエリアであって、この観察光学像の結像面と一致するよう配置されている。また、受光部152bは、全反射ミラー144aで反射された観察光学像を撮像するためのイメージエリアであって、この観察光学像の結像面と一致するよう配置されている。すなわち、受光部152aと受光部152bは電子内視鏡100の長手方向に沿って並んで配置されている。また、これらの受光部152aと受光部152bには、矢印Y方向と矢印X方向のそれぞれに同一数の受光素子が同一ピッチで配置している。すなわち、受光部152aと受光部152bは、互いに、同一形状かつ同一画素数の受光部として形成されている。

【0042】

また、この固体撮像素子150はフルフレーム型CCDであるため、この受光部152は複数の受光素子各々に蓄積された電荷を、図3の矢印X方向に転送する垂直転送部の機能を兼ね備えている。なお、固体撮像素子150は微少サイズのチップであるため、受光部152aと受光部152bとは光学的に略等価に配置されている。従って、これら2つの受光部には実質的に同一形状の観察像が結像する。

【0043】

水平転送部154は、受光部152が備えている複数の受光素子の各々に蓄積された電荷が転送されてくる部位であって、半導体基板の長手方向に一列に整列した電荷結合素子から構成されている。この水平転送部154は、受光部152aが有している受光素子に蓄積された電荷が転送されてくる水平転送部154aと、受光部152bが有している受光素子に蓄積された電荷が転送されてくる水平転送部154bを含んでいる。

【0044】

水平転送部154を構成している電荷結合素子の各々は、矢印Y方向に関して、受光部152の受光素子と同ピッチで配置されている。水平転送部154に含まれている水平転送部154aは、受光部152aの受光素子各々と矢印Y方向に一致して配置している電荷結合素子から構成されている。また、水平転送部154に含まれている水平転送部154bは、受光部152bの受光素子各々と矢印Y方向に一致して配置している電荷結合素子から構成されている。なお、この水平転送部154を構成している電荷結合素子の各々は、受光部152の受光素子各々に蓄積された電荷が受光素子複数個相当蓄積されても飽和しないようその許容量を多くするため、矢印X方向に関して受光部152の受光素子より大きく形成されている。

【0045】

図4は固体撮像素子150の電荷転送動作を示した図である。先ず、図4(a)に示すように、受光部152aの矢印X方向下端部に位置する1ラインの受光素子の各々に蓄積された電荷が、矢印X方向の水平転送部154aに一斉に転送される。例えば、受光部152aの152a(1)に位置する受光素子に蓄積された電荷は、水平転送部154aの矢印Y方向右端部の154a(1)に位置する電荷結合素子に転送される。次いで、図4(b)に示すように、水平転送部154aの各電荷結合素子に転送・蓄積された電荷は、水平転送部154を矢印Y方向に順次転送される。そして、図4(c)に示すように、受光部152aの152a(1)に位置する受光素子に蓄積されていた電荷が、水平転送部154bの矢印Y方向右端部の154b(1)に位置する電荷結合素子に転送された時に、受光部152bの矢印X方向下端部に位置する1ラインの受光素子の各々に蓄積された電

荷が、矢印 X 方向の水平転送部 154b に一斉に転送されて、先に転送されていた電荷とそれぞれ加算される。例えば、152a(1)に位置する受光素子に蓄積されていた電荷は、受光部 152b の 152b(1) に位置する受光素子に蓄積されていた電荷と加算されて、154b(1) に位置する電荷結合素子に蓄積される。最後に、水平転送部 154b の各電荷結合素子に加算・蓄積された電荷は、アンプ 156 に順次転送される。アンプ 156 は、この加算された電荷を增幅してプロセッサ 200 が備えている初段映像信号処理部 250 に出力する。

【0046】

図 5 は、固体撮像素子 150 の撮像及び転送の周期と、固体撮像素子 150 に入射していく観察光の周期とを示したタイミングチャートである。図 5 (a) は、固体撮像素子 150 の撮像及び転送を行うためのタイミングチャートであって、電荷を蓄積する蓄積期間と、蓄積した各色に対応した電荷を転送する転送期間とを交互に繰り返したものとなっている。また、図 5 (B) は、固体撮像素子 150 に入射していく観察光の周期を示したタイミングチャートであって、各色の観察光が入射していく期間と、観察光が遮光されている期間とを交互に繰り返したものとなっている。以下に、この図 5 に示したタイミングチャートの詳細を説明する。

【0047】

図 5 に示すように、R の照明光で照明された生体組織 400 の R 光の観察光が受光部 152a 及び受光部 152b に入射している期間、固体撮像素子 150 は、受光部 152a 及び 152b の受光素子の各々に、この R 光の観察光による電荷を蓄積している。受光部 152a 及び 152b に一定期間 R 光の観察光が入射すると RGB 回転フィルタ 220 の遮光部により照明光が一定期間遮光され、各受光部に入射していた観察光も一定期間途絶える。この受光部 152a 及び 152b に観察光が入射しない期間、固体撮像素子 150 は、受光部 152a 及び 152b の受光素子の各々に蓄積された R 光の観察光による電荷の各々を、図 4 に示した動作手順に沿って、水平転送部 154a、154b にそれぞれ転送し、加算する。水平転送部 154 にて加算された電荷は、R 光の画像情報としてアンプ 156 から出力され、初段映像信号処理部 250 に送信される。

【0048】

固体撮像素子 150 は同じ要領で G 光の観察光による電荷を蓄積し、蓄積した G 光の観察光による電荷を水平転送部 154 に転送し、加算する。水平転送部 154 にて加算された電荷は、G 光の画像情報としてアンプ 156 から出力され、初段映像信号処理部 250 に送信される。さらに、固体撮像素子 150 は同じ要領で B 光の観察光による電荷を蓄積し、蓄積した B 光の観察光による電荷を水平転送部 154 に転送し、加算する。水平転送部 154 にて加算された電荷は、B 光の画像情報としてアンプ 156 から出力され、初段映像信号処理部 250 に送信される。

【0049】

このように、アンプ 156 から出力された R 光、G 光、B 光それぞれの画像情報をプロセッサ 200 で処理することにより 1 画面のカラー画像が形成される。また、この作業を所定の周期で繰り返すことによりモニタ 300 上に生体組織 400 の画像が動画として表示される。

【0050】

図 6 は、図 5 の期間 T における受光素子に蓄積された電荷の転送動作を詳細に示したタイミングチャートである。この期間 T は、上述した、G 光の観察光により蓄積した電荷を水平転送部 154 に転送して G 光の画像情報としてアンプ 156 から出力する期間を示している。以下に、この図 5 に示したタイミングチャートで電荷の転送動作を説明する。

【0051】

図 6 (a) は、受光部 152a の受光素子各々に蓄積された電荷を、受光部 152a の端部に位置する矢印 Y 方向 1 ラインの受光素子を介して水平転送部 154a に順次転送させる V1 信号のパルスを示したタイミングチャートである。また、図 6 (b) は、受光部 152b の受光素子各々に蓄積された電荷を、受光部 152b の端部に位置する矢印 Y 方向

10

20

30

40

50

1ラインの受光素子を介して水平転送部154bに順次転送させるV2信号のパルスを示したタイミングチャートである。また、図6(c)は、水平転送部154に転送された電荷を、水平転送部154の水平方向、すなわち矢印Y方向に転送するH信号のパルスを示したタイミングチャートである。

【0052】

図6に示すようにV1信号が受光部152aに入力すると、受光部152aの受光素子各々に蓄積されている全ての電荷は、矢印X方向に一段(1ライン)シフトする。その結果、水平転送部154aの最も近くに配置している1ラインの受光素子に蓄積されている電荷の各々は、矢印X方向にシフトして水平転送部154aの矢印Y方向に一致する電荷結合素子の各々に転送される。

10

【0053】

受光部152aから水平転送部154aに電荷が転送すると、H信号が水平転送部154に入力し、水平転送部154aに転送された上記電荷をさらに矢印Y方向に転送する。すなわち、上記で詳述したように、水平転送部154aの電荷結合素子の各々に転送された各電荷は、このH信号により水平転送部154bの対応する電荷結合素子に転送される。

【0054】

水平転送部154aから水平転送部154bへの電荷転送が完了すると、V1信号が受光部152aに入力し、V2信号が受光部152bに入力する。従って、上述の処理と同様に、受光部152aの受光素子各々に蓄積されている全ての電荷は、矢印X方向に一段シフトし、水平転送部154aの最も近くに配置している1ラインの受光素子に蓄積されている電荷の各々は、水平転送部154aに転送される。また、V2信号もV1信号と同様の作用を有している。すなわち、受光部152bの受光素子各々に蓄積されている全ての電荷は、矢印X方向に一段シフトし、水平転送部154bの最も近くに配置している1ラインの受光素子に蓄積されている電荷の各々は、水平転送部154bに転送される。

20

【0055】

上述のように、受光部152bから水平転送部154bに電荷が転送したとき、水平転送部154bの電荷結合素子の各々には予め水平転送部154aから転送された受光部152a1ラインの電荷が既に蓄積されているため、この受光部152a1ラインの電荷の各々と受光部152b1ラインの電荷の各々は水平転送部154bのそれぞれ同一の電荷結合素子に蓄積され、その結果、互いの電荷の加算が行われる。

30

【0056】

水平転送部154bにおいて受光部152a1ラインの電荷と受光部152b1ラインの電荷とが加算されると、再びH信号が水平転送部154に入力し、上記水平転送部154bにおいて加算された電荷はアンプ156に掃き出されて増幅し初段映像信号処理部250に送信される。またこのとき、V1信号により水平転送部154aに転送されていた電荷は水平転送部154bに転送される。そして再びV1信号が受光部152aに入力し、V2信号が受光部152bに入力すると、水平転送部154bの電荷は加算され、H信号によりアンプ156に掃き出されて増幅し初段映像信号処理部250に送信される。

【0057】

上述した一連の動作は、受光部152a及び受光部152bに蓄積されている全ラインの電荷を初段映像信号処理部250に送信するまで繰り返される。全ラインの電荷がアンプ156から出力されると期間Tの転送動作は終了し、B光の観察光の蓄積動作が開始される。

40

【0058】

図7は、受光部152a及び受光部152bが備えている受光素子の信号出力(言い換えると蓄積電荷量)と観察光の入射光量(厳密には光路偏向部140に入射する光量)との関係を示したグラフである。このグラフの縦軸は受光素子の信号出力を示しており、横軸は受光素子に対する入射光量を示している。

【0059】

このグラフで示されている特性Aは受光部152aの受光素子の信号出力と観察光の入射

50

光量（光路偏向部 140 に入射する光量）との関係を示したものである。前述のように、光路偏向部 140 のビームスプリッタ 142a では、反射光と透過光との強度比が 2 : 1 となるので、受光部 152a への入射光量は観察光の入射光量の 2 / 3 となる。この特性 A が示している信号出力は、水平転送部 154a の電荷結合素子の各々に転送される受光部 152a の受光素子の各々の蓄積電荷量に対応した値である。また、特性 B は受光部 152b の受光素子の信号出力と観察光の入射光量（光路偏向部 140 に入射する光量）との関係を示したものである。同様に、受光部 152b への入射光量は観察光の入射光量の 1 / 3 となる。この特性 B が示している信号出力は、水平転送部 154b の電荷結合素子の各々に転送される受光部 152b の受光素子の各々の蓄積電荷量に対応した値である。また、特性 (A + B) は受光部 152a 及び受光部 152b の各々の受光素子の信号出力を加算した後の信号出力と観察光の入射光量（光路偏向部 140 に入射する光量）との関係を示したものである。すなわち、受光部 152 から得られる信号出力と観察光の入射光量との関係を示したものである。この特性 (A + B) が示している信号出力は、水平転送部 154b において加算された水平転送部 154a と水平転送部 154b との蓄積電荷量である。10

【0060】

上述したように、ビームスプリッタ 142a によって、受光部 152a に入射する光と受光部 152b に入射する光との強度比は 2 : 1 となる。また、受光部 152a と受光部 152b の各々の受光素子は光学的に等価に配置されており、同一形状かつ同一特性を有している。従って、図 7 のグラフにおいて特性 A は特性 B に対して 2 倍の傾きを有している。そのため、受光部 152a の受光素子が観察光の入射光量 c で飽和信号出力 d を得るとき、受光部 152b の受光素子は観察光の入射光量 2c で飽和信号出力 d を得る。これは、受光部 152a の受光素子が受光部 152b の受光素子と比較して 2 倍の感度を有していることと同じである。言い換えると、受光部 152b の受光素子は受光部 152a の受光素子に比較して 2 倍のダイナミックレンジを有する。また、受光部 152a の受光素子は、光路偏向部 140 を介さずに直接観察光を受光素子で受光した場合に比べて 1.5 倍のダイナミックレンジを有する。従って、受光部 152 は、光路偏向部 140 を介さずに直接観察光を受光素子で受光した場合に比べて 3 倍のダイナミックレンジを有することになる。20

【0061】

前述のように、固体撮像素子 150 の受光部が受光部 152a 単体で且つ光路偏向部 140 を介さずに直接観察光を受光素子で受光した場合、この受光部は観察光の入射光量が (2 / 3)c で飽和してしまう。しかしながら、本実施形態のように受光部 152 が受光部 152a と受光部 152b とを備えている場合、受光部 152 は入射光量 2c まで飽和しなくなる。これは、固体撮像素子 150 の撮像可能な光量範囲が拡大したこと、すなわちダイナミックレンジが向上したことを意味している。30

【0062】

受光部 152 の信号出力特性である特性 (A + B) は、観察光の入射光量が 0 から c までの間と c から 2c までの間とでそれぞれ異なった特性を有している。観察光の入射光量が 0 から c までの間では受光部 152a と受光部 152b のそれぞれの受光素子で電荷が蓄積されていくため、図 6 のグラフにおける特性 (A + B) の傾きは特性 A と特性 B との傾きを合わせたものとなっている。また、観察光の入射光量が c から 2c までの間では受光部 152a は飽和状態であるため、受光部 152b の受光素子のみで電荷が蓄積されていき、図 6 のグラフにおける特性 (A + B) の傾きは特性 B と等しいものとなっている。従って、観察光の入射光量が 0 から c までの間では、受光部が受光部 152a 単体である場合と比較して本実施形態の受光部 152 は高い信号出力を得ることができる。言い換えると、本実施形態の受光部 152 は高い感度を有している。さらに、観察光の入射光量が c から 2c までの間では、受光部が受光部 152a 単体である場合と異なり飽和することなく信号出力を得ることができる。言い換えると、本実施形態の受光部 152 はダイナミックレンジが拡大されている。40

【 0 0 6 3 】

また、本実施形態の固体撮像素子 150 は、2つのイメージエリアである受光部 152a と受光部 152b が電子内視鏡 100 の先端部の長手方向に沿って並んで配置されている。従って、本実施形態の固体撮像素子 150 を備えることにより、電子内視鏡の径を太くしたり観察画像の解像度を低下させたりすることなく、固体撮像素子のダイナミックレンジ及び高輝度に対する感度を向上させることができる。

【 0 0 6 4 】

また、本実施形態の固体撮像素子 150 では、受光部 152a と受光部 152b の電荷の転送路が 1 ラインの電荷結合素子である水平転送部 154 で形成されている。さらに、この水平転送部 154 は、電子内視鏡 100 の先端部の長手方向に沿って配列されている。従って、電子内視鏡の径を太くすることなく受光部 152a と受光部 152b との電荷を加算することができる。10

【 0 0 6 5 】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【 0 0 6 6 】

なお、本実施形態において、受光部 152 の信号出力と観察光の入射光量との関係は図 7 に示した特性 (A + B) であるが、この特性は本実施形態のものに限定されることなく、例えば反射光の強度と透過光の強度の関係において、前者が後者よりも小さな特性となる等異なったものであってもよい。この特性を異なったものにするためには、本実施形態の光路偏向部 140 において、観察光に対する分割特性の異なったビームスプリッタ 142a を電子内視鏡 100 の先端部内に配置すればよい。特に、ビームスプリッタ 142a の反射光と透過光との強度比が 1 : 1 となるものを用いた場合、ダイナミックレンジの向上だけでなくリニアリティも改善することができる。20

【 0 0 6 7 】

また、本発明の実施形態において、ビームスプリッタ 142a の観察光に対する分割特性によって受光部 152a と受光部 152b のそれぞれに異なった量の観察光を導きそれぞれの感度特性を異なったものにしているが、いずれか一方の受光部前面に ND フィルタ等の減光部材を配置してそれぞれの高輝度に対する感度特性を異なったものにしてもよい。また、受光部 152a の受光素子の各々に備えられているマイクロレンズの入射効率と、受光部 152b の受光素子の各々に備えられているマイクロレンズの入射効率とをそれぞれ異なったものにして、それぞれの高輝度に対する感度特性を異なったものにしてもよい。30

【 0 0 6 8 】

また、本発明の実施形態において、固体撮像素子 150 はモノクロ CCD であるが、受光素子毎にカラーフィルタが備えられているカラー CCD であってもよい。この場合、面順次方式でないため、RGB 回転フィルタ 220 は不要となり、本実施形態と異なった電荷蓄積・転送のタイミングで固体撮像素子は駆動される。

【 0 0 6 9 】

また、本発明の実施形態において、固体撮像素子 150 は受光部 152a と受光部 152b の2つのイメージエリアを有しているが、これらのイメージエリアは3つ以上であってもよい。40

【 0 0 7 0 】**【 発明の効果 】**

以上のように本発明の固体撮像素子は、所定方向に長く形成された单一の半導体基板上において所定方向のそれぞれ異なった領域に配置された少なくとも2つの受光部に蓄積された各々の電荷を加算して出力している。従って、所定方向と直交する方向に装置を大きくしたり解像度を低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させた画像情報を出力することができる。

【 0 0 7 1 】

10

20

30

40

50

また、本発明の電子内視鏡は、所定方向に長く形成された単一の半導体基板上において所定方向のそれぞれ異なった領域に少なくとも2つの受光部が配置された固体撮像素子を備えており、これらの受光部に蓄積された各々の電荷を加算して出力している。そのため、電子内視鏡の径を太くしたり解像度を低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させた画像を出力することができる。従って、患者の負担を増やしたり画像の鮮明さを低下させたりすることなく、ダイナミックレンジを向上させて滑らかな画像を得ることができる画像情報を出力することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡を備えている電子内視鏡装置の構成を示したプロ

10

ック図である。

【図2】本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部の内部構造を模式的に示した側断面図である。

【図3】本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部内に備えられている固体撮像素子の構成を模式的に示した上面図である。

【図4】固体撮像素子の電荷転送動作を示した図である。

【図5】固体撮像素子の撮像及び転送の周期と、固体撮像素子に入射してくる観察光の周期とを示したタイミングチャートである。

【図6】図4の期間Tにおける受光素子に蓄積された電荷の転送動作を詳細に示したタイミングチャートである。

【図7】受光部が備えている受光素子各々の入射光量に対する信号出力特性を示したグラ

20

フである。

【符号の説明】

100 電子内視鏡

140 光路偏向部

142a ビームスプリッタ

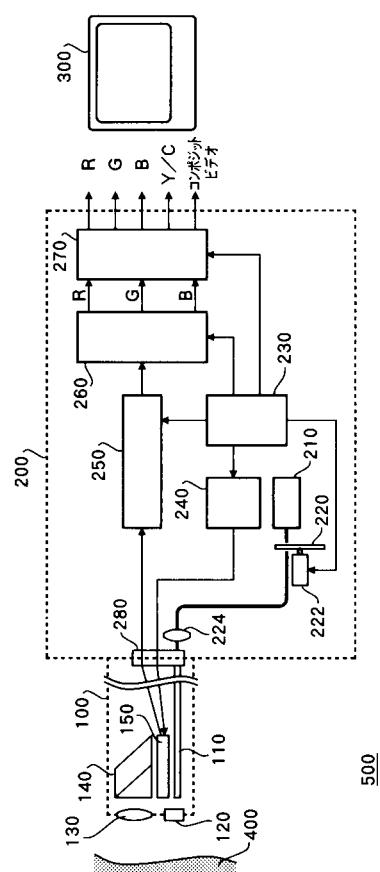
150 固体撮像素子

152a、152b 受光部

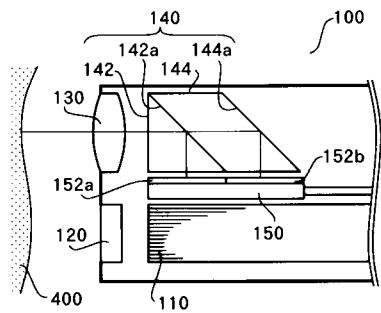
154a、154b 水平転送部

500 電子内視鏡装置

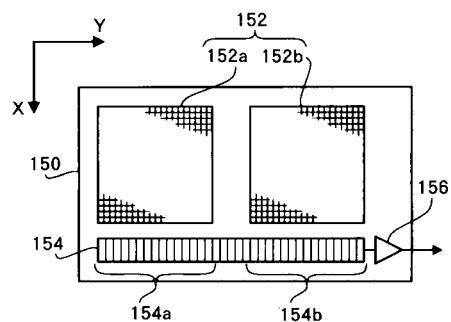
【図1】



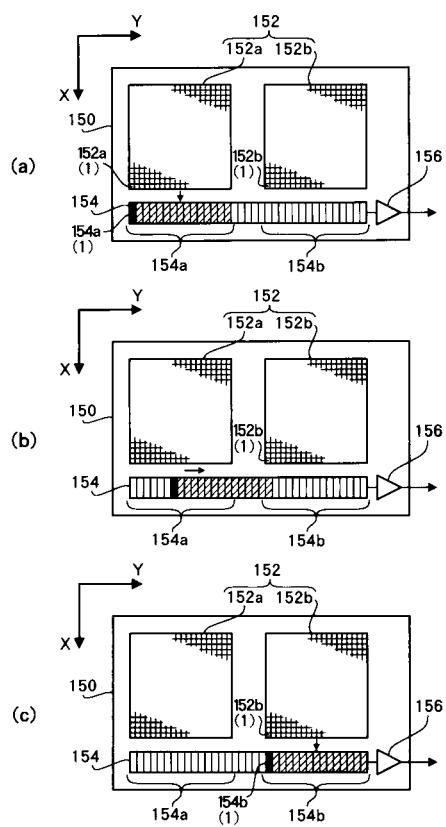
【図2】



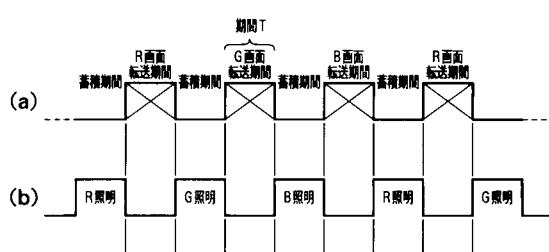
【図3】



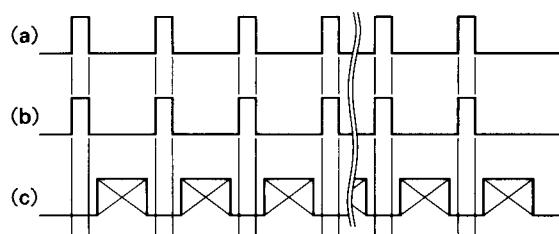
【図4】



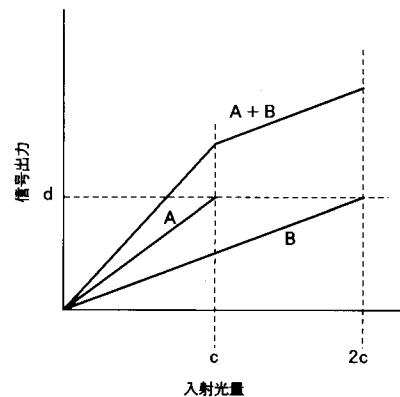
【図5】



【図6】



【図7】



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 5/335	H 0 4 N 5/335	V
	H 0 1 L 27/14	B

F ターム(参考) 4M118 AA02 AA10 AB01 BA12 CA08 DA15 DB09 FA04 FA06 FA40
GD03 GD13 GD14
5C022 AA09 AB13 AC42 AC51 AC54 AC55 AC78
5C024 AX01 BX02 CX37 CX43 EX17 EX42 EX47 EX52 HX28

专利名称(译)	固态成像装置，电子内窥镜		
公开(公告)号	JP2004313523A	公开(公告)日	2004-11-11
申请号	JP2003112904	申请日	2003-04-17
[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	杉本秀夫		
发明人	杉本秀夫		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 H01L27/148 H04N5/225 H04N5/235 H04N5/335 H04N5/355		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/235 H04N5/335.P H04N5/335.V H01L27/14.B A61B1/00.731 A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/05 H01L27/148.B H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.800 H04N5/335.550 H04N5/355		
F-Term分类号	2H040/BA00 2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/DA17 2H040/GA02 2H040 /GA06 2H040/GA10 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/PP01 4C061/PP07 4C061/PP12 4C061/SS01 4C061/SS03 4C061/SS10 4C061/SS23 4M118 /AA02 4M118/AA10 4M118/AB01 4M118/BA12 4M118/CA08 4M118/DA15 4M118/DB09 4M118/FA04 4M118/FA06 4M118/FA40 4M118/GD03 4M118/GD13 4M118/GD14 5C022/AA09 5C022/AB13 5C022 /AC42 5C022/AC51 5C022/AC54 5C022/AC55 5C022/AC78 5C024/AX01 5C024/BX02 5C024/CX37 5C024/CX43 5C024/EX17 5C024/EX42 5C024/EX47 5C024/EX52 5C024/HX28 4C161/BB02 4C161 /CC06 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/PP07 4C161/PP12 4C161/SS01 4C161/SS03 4C161/SS10 4C161/SS23 5C122/DA26 5C122/EA21 5C122/EA54 5C122 /FB02 5C122/FB15 5C122/FC01 5C122/FC04 5C122/FC06 5C122/FC07 5C122/FC10 5C122/FF07 5C122/GE11 5C122/HA88 5C122/HB02 5C122/HB08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在圆柱形设备中，也要在不增加直径或降低分辨率的情况下提高动态范围。至少两个光接收部分均具有光接收部分，该光接收部分形成在沿预定方向延伸的单个半导体基板上，并且至少两个光接收部分在预定方向上在不同区域中包括第一光接收部分和第二光接收部分。分区，第一转移部分，该第一转移部分是在第一光接收部分中包括的多个光接收元件中累积的电荷的转移目的地，以及在第二光接收部分中包括的多个光接收元件中累积的电荷的转移目的地被传送到至少两个传送单元，该至少两个传送单元包括至少两个包括第二传送单元的传送单元，被传送到第一传送单元的电荷和被传送到第二传送单元的电荷。以及相加输出单元，其相加电荷并将相加的电荷输出到外部。[选择图]图3

