

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4531347号
(P4531347)

(45) 発行日 平成22年8月25日 (2010. 8. 25)

(24) 登録日 平成22年6月18日 (2010. 6. 18)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 7/18 (2006. 01)

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-129943 (P2003-129943)
 (22) 出願日 平成15年5月8日 (2003. 5. 8)
 (65) 公開番号 特開2004-329583 (P2004-329583A)
 (43) 公開日 平成16年11月25日 (2004. 11. 25)
 審査請求日 平成18年3月23日 (2006. 3. 23)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5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

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定方向に長く形成された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受光部を有した固体撮像素子を先端部内に備えた電子内視鏡と、観察像を得るための光束を前記電子内視鏡に供給する光源部を備えたプロセッサと、を備えた電子内視鏡装置であって、

前記所定方向のそれぞれ異なった領域に、特定の波長域の可視光である観察光を受光可能な受光素子を複数含んだ第1の受光部と、前記観察光よりも短い波長の可視光である蛍光を受光可能な受光素子を複数含んだ第2の受光部と、を有した前記固体撮像素子を、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し、

前記プロセッサは、

前記光源部から射出する光束のうち前記蛍光を得るための励起光と R 光を透過する第1のフィルタと、該励起光と G 光を透過する第2のフィルタと、該励起光と B 光を透過する第3のフィルタとが射出する前記光束を遮光する遮光部を介して円周上に並べて配置されたフィルタ部と、

前記フィルタ部の前記第1のフィルタ、前記第2のフィルタ及び前記第3のフィルタが前記光束の光路中に繰り返し挿脱されるよう前記フィルタ部を回転させる回転駆動部と、

をさらに備え、

前記プロセッサは、前記光源部から射出する光束が前記第1のフィルタ、前記第2のフ

10

20

フィルタ及び前記第 3 のフィルタを連続して通過している連続蓄積期間中は、前記第 2 の受光部に蓄積された電荷を前記固体撮像素子から転送させずに連続して電荷の蓄積が行われるようにし、該連続蓄積期間中に該第 2 の受光部に蓄積された電荷に基づいて前記蛍光による画像情報を得る、
ことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光源部は単一の発光素子を有していること、を特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記プロセッサは、前記第 1 の受光部から前記観察光による画像情報を得ることができる第 1 の状態と、前記観察光による画像情報に加えて前記第 2 の受光部から前記蛍光による画像情報を得ることができる第 2 の状態と、を選択可能な操作部と、

前記操作部の操作に応じて前記固体撮像素子の駆動制御を行う制御部と、をさらに備えていること、を特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記プロセッサは信号処理部をさらに備え、

前記観察光の画像情報はそれぞれ異なった色画像情報を複数有するものであって、

前記操作部により前記第 2 の状態のとき、前記信号処理部は前記複数の色画像情報のいずれかと前記蛍光の画像情報とを加算すること、を特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記観察光による画像情報は R 光と G 光と B 光をそれぞれ含んだ複数の色画像情報であって、

前記蛍光による画像情報は前記 R 光の色画像情報と加算されること、を特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記 R 光の色画像情報が加算された前記蛍光による画像情報に、さらに B 光の色画像情報を加算すること、を特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

【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、可視光の画像情報と蛍光の画像情報とを得ることができる固体撮像素子と、この固体撮像素子を先端部に備えている電子内視鏡、さらにこの電子内視鏡を備えている電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、内視鏡の挿入部を細径化することにより、体腔内、特に細い管状器官内に内視鏡を挿入する際の患者の苦痛を軽減している。近年はその挿入部先端部に CCD などの固体撮像素子を備えている電子内視鏡（電子スコープ）が広く普及しており、その挿入部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 CCD 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、CCD 上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 RGB などのカラーフィルタを備えたもの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源装置の回転カラーフ

10

20

30

40

50

フィルタを介した各色の照明光で照明される生体組織をモノクロの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】

また近年、体腔内の生体組織に励起光を照射した際に、この励起光が照射された生体組織が正常な状態であれば蛍光を発し、癌細胞などの病変部であれば正常な状態に比べて減弱した蛍光を発するという特性を利用する蛍光観察（自家蛍光観察）が広く知られている。例えば、特許文献1や特許文献2に、この自家蛍光観察を利用して体腔内の生体組織を観察する電子内視鏡が提案されている。

【0005】

上述の特許文献1によると、光源装置は、白色光用光源と紫外光用光源の2つの光源を備えており、さらにこれらの光源の前面にそれぞれシャッタを備えている。これらのシャッタにより電子内視鏡のライトガイドには、R光、G光、及びB光と、励起光としての紫外光とが交互に入射し、生体組織はこれら各色の光と紫外光によって交互に照明され、電子内視鏡は生体組織の可視光の観察画像情報と自家蛍光観察による蛍光の画像情報とを得ることができる。

10

【0006】

また、特許文献2の一態様によると、電子内視鏡は、可視光の観察画像を得るための固体撮像素子と、自家蛍光観察による蛍光の画像情報を得るための固体撮像素子を先端部に備えている。更に、光源装置は切り替えスイッチを備えており、電子内視鏡は、この切り替えスイッチの操作に応じていずれかの固体撮像素子に観察光像を導き、生体組織の可視光の観察画像情報と自家蛍光観察による蛍光の画像情報とを得ている。

20

【0007】

【特許文献1】

特開2002-34913号公報（第4、5頁、第1図）

【特許文献2】

特開平11-113839号公報（第2頁から第6頁、第1、3、4図）

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

上述の特許文献1において、自家蛍光観察に用いる紫外光用光源の光束は、白色光用光源の光束が電子内視鏡に向けて射出されている間、光路中に配置されたUV回転シャッタにより遮光されている。さらに説明すると、RGB回転シャッタ及びUV回転シャッタはそれぞれ半周期に相当する分の開口を有しているため、固体撮像素子には、RGB回転シャッタの半周期に相当する期間中R光、G光、及びB光の各照明光照射による反射光が入射し、UV回転シャッタの前記期間と略同程度の期間中紫外光照射により得られた蛍光が入射してくる。

30

【0009】

しかし、生体組織の正常部位であっても、得られる蛍光は微弱であるため、上述の電子内視鏡のように、蛍光が固体撮像素子に入射する期間がUV回転シャッタの半周期に相当する分のみである場合、固体撮像素子に蓄積される電荷量は不足する傾向にある。また、上述したように電子内視鏡に用いられている固体撮像素子は電子内視鏡の細径化を達成するために小型化されている。そのため、このような固体撮像素子は1画素当たりのサイズが小さく、受光感度が低い。従って、このような電子内視鏡では、S/N比の高い蛍光画像信号を得ることが困難となってしまう。

40

【0010】

また、上述の特許文献2では、電子内視鏡の先端部に2つの固体撮像素子が備えられており、それぞれの固体撮像素子により可視光の観察画像と自家蛍光の観察画像を得ている。そのため、この電子内視鏡の挿入部の径は、それぞれの固体撮像素子から引き出された信号線により太く形成されている。すなわち、この電子内視鏡は患者への負担を増やすものとなってしまう。

【0011】

50

また、上述した電子内視鏡を備えた電子内視鏡装置を用いて自家蛍光観察を行った場合、観察部位が所定の蛍光を発していると、術者はその部位が正常部位であることを容易に把握できる。しかし、観察部位から固体撮像素子に到達する蛍光が減弱していると、その部位が異常部位である、若しくは電子内視鏡と観察部位との距離が遠い、またはその観察部位が穴部の奥であるなど複数の要素が考えられる。そのため、術者にとって、観察部位からの減弱した蛍光に基づいて異常部位であるか否かを正確に判断することは困難である。

【 0 0 1 2 】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、円筒状の機器内に組み込まれてもその径を太くさせることなく可視光による画像情報と蛍光による画像情報とを得ることができ、さらに、蛍光による画像情報を高い S/N 比で得ることができる固体撮像素子、及びこの固体撮像素子を備えた電子内視鏡、さらにはこの電子内視鏡を備えた電子内視鏡装置を提供することを目的とする。また、体腔内の観察対象が正常部位であるか異常部位であるかを、術者が正確に判断することができる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

10

【 0 0 1 3 】

【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受光部を有したものであって、所定方向のそれぞれ異なった領域に、可視光を受光可能な受光素子を複数含んだ第1の受光部と、可視光より短い波長の蛍光を受光可能な受光素子を複数含んだ第2の受光部とを有している。すなわち、この固体撮像素子は、可視光による画像情報を得るための受光部と、蛍光による画像情報を得るための受光部とを所定方向に長く形成された単一の半導体基板上に有しているため、円筒状の機器内に組み込まれてもその径を太くさせることなく可視光による画像情報と蛍光による画像情報とを得ることができる。

20

【 0 0 1 4 】

また、上記固体撮像素子において、第2の受光部に含まれた複数の受光素子の各々は、第1の受光部に含まれた複数の受光素子の各々より受光面積が広い。それぞれの受光素子上記のように形成することにより、第2の受光部は第1の受光部より高感度となる。従って、第2の受光部に入射してくる蛍光が微弱であっても、 S/N 比の高い画像情報を得ることができる。

30

【 0 0 1 5 】

また、上記固体撮像素子は、第1の受光部で蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、第2の受光部で蓄積された電荷の転送先である第2の転送部とをさらに備え、これら第1の転送部と第2の転送部とを、所定方向に一行に整列した素子に含んでいる。すなわち、それぞれの受光部の転送先を一行に整列した素子に含むことにより固体撮像素子を小型化させることが可能となる。さらには、可視光から得られた画像信号と、蛍光から得られた画像信号とを共通の信号線で引き出すことも可能となる。

【 0 0 1 6 】

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受光部を有した固体撮像素子を先端部内に備えたものである。この電子内視鏡は、所定方向のそれぞれ異なった領域に、可視光を受光可能な受光素子を複数含んだ第1の受光部と、可視光より短い波長の自家蛍光を受光可能な受光素子を複数含んだ第2の受光部とを有した固体撮像素子を、半導体基板の長手方向と先端部の長手方向とが一致するように配置している。すなわち、この電子内視鏡は、可視光による画像情報を得るための受光部と、自家蛍光による画像情報を得るための受光部とを所定方向に長く形成された単一の半導体基板上に有した固体撮像素子を備えているため、その径を太くさせることなく可視光による画像情報と自家蛍光による画像情報とを得ることができる。

40

【 0 0 1 7 】

また、上記電子内視鏡において、固体撮像素子は、第1の受光部で蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、第2の受光部で蓄積された電荷の転送先である第2の転送部と

50

をさらに備え、第１の転送部と第２の転送部とを、所定方向に一行に整列した素子に含んでいる。このような固体撮像素子を備えると、可視光から得られた画像信号と、自家蛍光から得られた画像信号とを共通の信号線で引き出すことが可能となるため、電子内視鏡の細径化を図ることができる。

【００１８】

また、上記電子内視鏡は、第１の受光部と第２の受光部とが光学的に略等価に位置するように、観察像側からの光束を、第１の受光部と第２の受光部とに向けて分離する光束分離手段をさらに備えている。

【００１９】

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装置は、所定方向に長く形成された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受光部を有した固体撮像素子を先端部内に備えた電子内視鏡と、観察像を得るための光束を電子内視鏡に供給する光源部を備えたプロセッサとを備えたものである。この電子内視鏡装置は、所定方向のそれぞれ異なった領域に、可視光を受光可能な受光素子を複数含んだ第１の受光部と、可視光より短い波長の自家蛍光を受光可能な受光素子を複数含んだ第２の受光部とを有した固体撮像素子を、半導体基板の長手方向と電子内視鏡先端部の長手方向とが一致するように配置している。すなわち、この電子内視鏡装置に備えられている電子内視鏡は、可視光による画像情報を得るための受光部と、自家蛍光による画像情報を得るための受光部とを所定方向に長く形成された単一の半導体基板上に有した固体撮像素子を備えているため、その径を太くさせることなく可視光による画像情報と自家蛍光による画像情報と得ることができる。

【００２０】

また、上記電子内視鏡装置において、プロセッサは、光源部から射出する光束のうち蛍光を得るための励起光と可視光とを透過するフィルタと、上記光束を遮光する遮光部とを含んだフィルタ部と、フィルタ部のフィルタと遮光部とが上記光束の光路中に交互に挿脱するようフィルタ部を回転させる回転駆動部とをさらに備えている。また、フィルタは複数種類あって、フィルタ部は、Ｒ光と励起光、Ｇ光と励起光、Ｂ光と励起光を透過するそれぞれのフィルタを少なくとも１つずつ有している。また、光源部は単一の発光素子を有している。このように電子内視鏡装置を構成すると、光源から射出した光束には可視光と励起光とが含まれているため、固体撮像素子は可視光を受光している期間中であっても自家蛍光を受光することができる。従って、固体撮像素子は、自家蛍光による画像情報を高いＳ／Ｎ比で得ることができる。

【００２１】

また、上記電子内視鏡装置において、プロセッサは、第１の受光部から可視光による画像情報を得ることができる第１の状態と、前期可視光による画像情報に加えて第２の受光部から蛍光による画像情報を得ることができる第２の状態とを選択可能な操作部と、この操作部の操作に応じて固体撮像素子の駆動制御を行う制御部とをさらに備えている。また、プロセッサは信号処理部をさらに備えている。可視光の画像情報はそれぞれ異なった色画像情報を複数有するものであって、操作部により上記第２の状態のとき、信号処理部は複数の色画像情報のいずれかと自家蛍光の画像情報とを加算することができる。また、可視光による画像情報はＲ光とＧ光とＢ光をそれぞれ含んだ複数の色画像情報であって、蛍光による画像情報はＲ光の色画像情報と加算されることが好ましい。また、このＲ光の色画像情報が加算された蛍光による画像情報に、さらにＢ光の色画像情報を加算することも好ましい。

【００２２】

【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１００と、電子内視鏡１００に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に加えて観察像を得るための光束を電子内視鏡１００に

供給する光源装置を備えたプロセッサ 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。

【0023】

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 210 を備えている。この光源部 210 が射出する照明光は可視光の波長帯域の光と紫外線の波長帯域の光とを含んだものである。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。そのため、この照明光の光路中には R G B U V 回転フィルタ 220 が配置されている。

10

【0024】

図 2 は、本実施形態に用いられる R G B U V 回転フィルタ 220 の構成を示した正面図である。また、図 3 は、R G B U V 回転フィルタ 220 が有している各フィルタの特性と、固体撮像素子 150 の各受光部のフィルタ特性を示したグラフである。このグラフの縦軸は透過率を示しており横軸は波長を示している。以下に、この図 2 及び図 3 を用いて、R G B U V 回転フィルタ 220 について説明する。

【0025】

この R G B U V 回転フィルタ 220 は、中心軸 220 a を中心として周方向に開口部と遮光部とを交互に有している。さらに説明を加えるとこの R G B U V 回転フィルタ 220 は、開口部及び遮光部をそれぞれ 3 つずつ有しており、これら 3 つの開口部にそれぞれ異なった透過特性を有したフィルタを具備している。ここでいうそれぞれ異なった透過特性を有したフィルタとは、図 3 に示す R 特性を有したフィルタ、G 特性を有したフィルタ、及び B 特性を有したフィルタである。

20

【0026】

本実施形態において、R 特性を有したフィルタとは、光源部 210 から射出される光束のうち、可視光である R 光（レッド）を含む帯域の光と、波長 λ_e を有する励起光を含む紫外線波長帯域の光とを透過するカラーフィルタ 220 R を示す。また、G 特性を有したフィルタとは、可視光である G 光（グリーン）を含む帯域の光と、波長 λ_e を有する励起光を含む紫外線波長帯域の光とを透過するカラーフィルタ 220 G を示す。また、B 特性を有したフィルタとは、可視光である B 光（ブルー）を含む帯域の光と、波長 λ_e を有する励起光を含む紫外線波長帯域の光とを透過するカラーフィルタ 220 B を示す。なお、説明を分かり易くするために、各フィルタは、図 3 で比較的高い透過率を有した波長帯域のみの光をそれぞれ透過するものとする。

30

【0027】

この R G B U V 回転フィルタ 220 は、その周方向に、順に、カラーフィルタ 220 R、遮光部、カラーフィルタ 220 G、遮光部、カラーフィルタ 220 B、遮光部を有している。なお、それぞれのカラーフィルタを具備した開口部は、周方向にそれぞれ同一の角度を有した扇状の開口からなる。また、カラーフィルタ 220 B とカラーフィルタ 220 R との間の遮光部は、後述する受光部 152 a の蓄積電荷の転送期間を確保するために、他の遮光部より周方向に大きく形成されている。以下に、この R G B U V 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。

40

【0028】

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、R G B U V 回転フィルタ 220 を中心軸 220 a で回転自在に支持している。従って、モータ 222 の駆動に伴い R G B U V 回転フィルタ 220 は、中心軸 220 a を中心に回転する。R G B U V 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、カラーフィルタ 220 R、カラーフィルタ 220 G、カラーフィルタ 220 B の各色のフィルタを、それぞれのカラーフィルタ間に備えられた遮光部により間欠的に遮られながら透過する。

50

【 0 0 2 9 】

プロセッサ 2 0 0 はコネクタ 2 8 0 により電子内視鏡 1 0 0 と接続されている。R G B U V 回転フィルタ 2 2 0 の各色のフィルタを透過した照明光の各々は、この光路中に配置されている集光レンズ 2 2 4 を介して電子内視鏡 1 0 0 が備えるライトガイド 1 1 0 に入射する。そしてこの照明光は、ライトガイド 1 1 0 により電子内視鏡 1 0 0 の先端部に導光される。このライトガイド 1 1 0 に導光された照明光は、電子内視鏡 1 0 0 の先端部の前面に備えられた照明窓 1 2 0 を介して生体組織 4 0 0 を照明する。

【 0 0 3 0 】

生体組織 4 0 0 を照明した照明光のうち R 光、G 光、及び B 光はこの生体組織 4 0 0 により反射され、観察光として対物光学系 1 3 0 に入射する。この対物光学系 1 3 0 に入射した観察光は、光路偏向部 1 4 0 により対物光学系 1 3 0 の光軸と直交する方向、言い換えると電子内視鏡 1 0 0 の長手方向と直交する方向に折り曲げられる。

10

【 0 0 3 1 】

なお、生体組織 4 0 0 により反射された照明光のうち R 光、G 光、及び B 光は、略波長を変化させることなく対物光学系 1 3 0 に入射する。

【 0 0 3 2 】

また、上記可視光とともに射出された紫外線波長帯域の波長 λ_e を有する励起光が生体組織 4 0 0 に照射されたとき、生体組織 4 0 0 が正常な状態であれば、励起光はこの生体組織 4 0 0 に吸収される。そしてこの生体組織 4 0 0 は、基底状態から励起状態に変化、すなわちエネルギー準位を上げる。エネルギー準位が上がった生体組織 4 0 0 は元の基底状態に戻る際に、波長 λ_e の励起光より長い波長 λ_f を有した蛍光を発する。すなわち、生体組織 4 0 0 が正常な状態であれば、この生体組織 4 0 0 に照射された波長 λ_e の励起光は、波長 λ_f の蛍光となって発散し、対物光学系 1 3 0 に入射する。また、生体組織 4 0 0 が癌細胞などの病変部である場合、励起光はこの生体組織 4 0 0 のエネルギー準位を上げることなく反射する。すなわち、生体組織 4 0 0 が病変部である場合、励起光が照射されたこの生体組織 4 0 0 は蛍光をほとんど発しない。

20

【 0 0 3 3 】

本実施形態の電子内視鏡 1 0 0 では、生体組織 4 0 0 からの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 1 5 0 は、電子内視鏡 1 0 0 の長手方向にその受光面が位置するよう配置されている。この固体撮像素子 1 5 0 は例えば C C D

30

【 0 0 3 4 】

上述した光路偏向部 1 4 0 により折り曲げられた観察光は、この固体撮像素子 1 5 0 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 4 0 0 は上述したように R G B U V 回転フィルタ 2 2 0 の各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 1 5 0 の受光面は、各フィルタに応じた観察光を間欠的に順次受光する。

【 0 0 3 5 】

プロセッサ 2 0 0 が備えているドライバ 2 4 0 は、タイミングジェネレータ 2 3 0 から送信されてくる駆動制御信号により固体撮像素子 1 5 0 を駆動している。さらに詳しく説明すると、このドライバ 2 4 0 はタイミングジェネレータ 2 3 0 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 1 5 0 が蛍光と、R 光、G 光、B 光のいずれかの観察光とを受光している期間はその観察光を各受光素子にて光電変換して電荷として蓄積するよう固体撮像素子 1 5 0 を駆動し、R G B U V 回転フィルタ 2 2 0 の遮光部により固体撮像素子 1 5 0 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 1 5 0 を駆動することができる。

40

【 0 0 3 6 】

固体撮像素子 1 5 0 から出力された画像信号は、プロセッサ 2 0 0 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 2 0 0 に画像処理を施された信号は、外部機器に表示可能な種々のビデオ信号に変換されてモニタ 3 0 0 に出力され、このモニタ 3 0 0 上

50

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。

【0037】

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、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信号に変換させる。変換されたデジタル信号は、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、さらには蛍光の画像信号である F 信号に分離されて、RGBFメモリ 260 が有している各メモリに出力される。

10

【0038】

RGBF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メモリに加えてさらに、F信号用のフレームメモリである図示しない Fメモリを備えている。初段映像信号処理部 250 に分離された各色の画像信号及び F 信号は、それぞれ対応するフレームメモリに格納される。

【0039】

タイミングジェネレータ 230 は、RGBF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、RGBF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時に読み出されて、後段信号処理部 270 に出力される。

20

【0040】

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。

【0041】

図 4 は、後段信号処理部 270 における画像処理の一態様を模式的に示した図である。図 4 中の R は RGBFメモリ 260 において Rメモリに格納されていた R 光の画像信号を示し、F は RGBFメモリ 260 において Fメモリに格納されていた F 信号を示している。また、R - F は後段信号処理部 270 内の加算回路で演算された R 光の信号と F 信号との演算結果を示している。また横軸は時間軸を示している。

30

【0042】

図 4 によると、後段信号処理部 270 は R 光の信号と F 信号とを加算回路により演算する。例えば期間 T a は生体組織 400 を撮像した期間であるため、後段信号処理部 270 は生体組織 400 の R 光の信号を得る。また、この期間 T a で撮像した生体組織 400 は正常部位であり、後段信号処理部 270 は生体組織 400 で発した蛍光により生成された F 信号を得る。このとき、後段信号処理部 270 の加算回路により R 光の信号と F 信号とを演算すると、その演算結果は 0 となる。

40

【0043】

また、期間 T b は生体組織 400 を撮像した期間であるため、後段信号処理部 270 は生体組織 400 の R 光の信号を得る。また、この期間 T b で撮像した生体組織 400 は異常部位であるため正常部位と比べて強度の低い蛍光しか得られず、後段信号処理部 270 は期間 T a の場合と異なった F 信号を得る。このとき、後段信号処理部 270 の加算回路により R 光の信号と F 信号とを演算すると、その演算後に信号が出力される。

【0044】

また、期間 T c は生体組織 400 を撮像していない期間、例えば電子内視鏡 100 と生体

50

組織４００との距離が遠いとき、または電子内視鏡１００が穴部の奥を観察しているときなどであり、後段信号処理部２７０は期間Ｔａや期間Ｔｂの場合と異なった生体組織４００のＲ光の信号を得る。また、この期間Ｔｃでは生体組織４００を撮像していないため、蛍光を得ることができない。従って、この期間ＴｃではＦ信号を得ることはできない。このとき、後段信号処理部２７０の加算回路によりＲ光の信号とＦ信号とを演算すると、その演算結果は０となる。

【００４５】

以上のように、本実施形態の電子内視鏡装置５００を用いて生体組織の自家蛍光観察を行うと、観察中の生体組織が正常部位であるとき及び生体組織が正確に観察できていないとき、後段信号処理部２７０は上記演算により同様の演算結果を算出する。また、観察中の生体組織が異常部位であるとき、後段信号処理部２７０は、上記演算により、生体組織が正常部位であるときと異なった演算結果を算出する。すなわち後段信号処理部２７０は観察中の生体組織が異常部位であるときのみ他の状態と異なった演算結果を算出することができるため、異常部位を確実に識別させることが可能となる。

10

【００４６】

図５は、後段信号処理部２７０における画像処理の一様を、回路図を用いて模式的に示した図である。図５によると、後段信号処理部２７０は、図４と同様にＲ光の信号とＦ信号とを演算し、さらに、その演算結果をＢ光の信号に加算して出力することができる。

【００４７】

図１に示したように、プロセッサ２００は自家蛍光画像観察ボタン２９０を具備している。この自家蛍光画像観察ボタン２９０がオンしているとき、自家蛍光画像観察ボタン２９０からスイッチＳＷ１を制御するスイッチ制御信号Ｃが後段信号処理部２７０に送信されているため、スイッチＳＷ１はオンした状態となっている。また、この自家蛍光画像観察ボタン２９０をオフしているとき、自家蛍光画像観察ボタン２９０からスイッチ制御信号Ｃが後段信号処理部２７０に送信されていないため、スイッチＳＷ１はオフした状態となっている。

20

【００４８】

スイッチＳＷ１がオンしているとき、Ｒ光の信号とＦ信号とを演算した信号は、Ｂ光の信号と加算されて後段信号処理部２７０から出力される。このようにＲ光の信号とＦ信号とを演算した信号にＢ光の信号を加算して得られた信号をモニタ３００に出力して表示した場合、モニタ３００では、観察中の生体組織のうち蛍光強度が低下した部位、すなわち異常部位のみが、青みかかった画像として表示される。従って、術者は観察中の生体組織に異常部位が含まれているかどうかを容易に判断することができる。

30

【００４９】

図６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６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６を用いて、この電子内視鏡１００の先端部の構成と作用をより詳細に説明する。

【００５０】

上述したように、対物光学系１３０に入射した生体組織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で形成されている。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の順に並んで配置されている。

40

【００５１】

第１のプリズム１４２は、生体組織４００から得られた観察光の光路中に、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

50

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。

【0052】

さらに説明すると、このビームスプリッタ 142a は、折り曲げられる光と透過する光との強度比が 1 : 1、若しくは折り曲げられる光の強度が透過する光に比べて高くなるように、生体組織 400 の観察光を分割する機能を有している。

【0053】

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中に、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。

【0054】

図 7 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 7 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 を備えている面すなわち受光面は、図 7 に示す矢印 Y 方向の辺が矢印 X 方向の辺より長い長方形の形状を有している。

【0055】

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。

【0056】

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を有している。この受光部 152a は、ビームスプリッタ 142a で折り曲げられた観察光のイメージエリアであって、この観察光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 で折り曲げられた観察光のイメージエリアであって、この観察光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。

【0057】

受光部 152a と受光部 152b は、矢印 Y 方向と矢印 X 方向のそれぞれに等しい長さの辺を有しており、また、同一形状及び同一面積を有している。この受光部 152a に含まれる受光素子の 1 つ 1 つは、受光部 152b に含まれる受光素子の 1 つ 1 つより受光面積が広い。従って受光部 152a は、受光部 152b と比べて受光素子の数すなわち画素数は少ないが、受光部 152b より高い感度を有している。言い換えると、受光部 152b は、受光部 152a と比べて低感度であるが、高画素数を有している。

【0058】

受光部 152a と受光部 152b の前面にはそれぞれ異なったフィルタが配置されている。受光部 152a の前面に配置されているフィルタは、図 3 において一点鎖線で示された自家蛍光のみを透過する特性（以降、これを F 特性という）を有したものである。この F

10

20

30

40

50

特性は、カラーフィルタ 220B を透過する帯域の波長より短い波長の帯域を透過し、かつ波長 λ_e を含んだ紫外線帯域の波長より長い波長である λ_1 を含んだ波長帯域を透過する特性を有している。また、受光部 152b の前面に配置されているフィルタは、図 3 において点線で示された RGB 特性を有したものである。この RGB 特性は、カラーフィルタ 220B、カラーフィルタ 220G、及びカラーフィルタ 220R を透過する帯域を全て透過し、カラーフィルタ 220B を透過する波長帯域より短い波長帯域は透過しないものである。従って、受光部 152a は波長 λ_1 である蛍光を含んだ波長帯域の光を受光することができる。また、受光部 152b は可視光を含んだ波長帯域の光を受光することができる。

【0059】

10

また上述したように、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 7 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 は微小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の観察像が結像する。

【0060】

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行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。

20

【0061】

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。

30

【0062】

水平転送部 154a には、受光部 152a が有している受光素子の各々に蓄積された電荷が、矢印 X 方向に直交する矢印 Y 方向の受光素子 1 ライン毎に順次転送されてくる。また、水平転送部 154b には、受光部 152b が有している受光素子の各々に蓄積された電荷が、矢印 X 方向に直交する矢印 Y 方向の受光素子 1 ライン毎に順次転送されてくる。そしてこの水平転送部 154 は、受光部 152a と受光部 152b から転送されたそれぞれ 1 ラインずつの電荷をアンプ 156 に出力する。アンプ 156 は、この出力された電荷を増幅してプロセッサ 200 が備えている初段映像信号処理部 250 に出力する。

【0063】

40

図 8 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 8(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 8(b) は、固体撮像素子 150 に入射してくる観察光の周期を示したタイミングチャートであって、蛍光及び各色の観察光が入射してくる期間と、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 8 に示したタイミングチャートの詳細を説明する。

【0064】

図 4 に示すように、カラーフィルタ 220R を介して照明された生体組織 400 の観察光

50

が受光部 1 5 2 a 及び 1 5 2 b に入射している期間、固体撮像素子 1 5 0 は、受光部 1 5 2 a 及び 1 5 2 b の受光素子の各々に、この観察光による電荷を蓄積している。さらに説明すると、受光部 1 5 2 a は生体組織 4 0 0 から発した蛍光を光電変換して電荷として蓄積し、受光部 1 5 2 b は生体組織 4 0 0 から反射した可視光 (R 光) を光電変換して電荷として蓄積する。

【 0 0 6 5 】

受光部 1 5 2 a 及び 1 5 2 b に一定期間蛍光と R 光の観察光が入射すると R G B U V 回転フィルタ 2 2 0 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 1 5 2 a 及び 1 5 2 b に観察光が入射しない期間、固体撮像素子 1 5 0 は、受光部 1 5 2 b 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、水平転送部 1 5 4 b に順次転送する。またこのとき、固体撮像素子 1 5 0 は、受光部 1 5 2 a の受光素子の各々に蓄積された蛍光の観察光による電荷の各々を、水平転送部 1 5 4 a に転送することなく、そのままの電荷蓄積状態が保たれる。水平転送部 1 5 4 b に転送された受光部 1 5 2 b の電荷は、生体組織 4 0 0 の R 光の画像情報としてアンプ 1 5 6 から順次出力され、初段映像信号処理部 2 5 0 に送信される。

10

【 0 0 6 6 】

固体撮像素子 1 5 0 は、同じ要領でカラーフィルタ 2 2 0 G を介して照明された生体組織 4 0 0 の G 光の観察光による電荷を受光部 1 5 2 b に蓄積し、受光部 1 5 2 b に蓄積した G 光の観察光による電荷のみを水平転送部 1 5 4 b に転送する。水平転送部 1 5 4 b に転送されたこの電荷は、G 光の画像情報としてアンプ 1 5 6 から順次出力され、初段映像信号処理部 2 5 0 に送信される。同時に、固体撮像素子 1 5 0 は、この時得られた蛍光の観察光による電荷を、受光部 1 5 2 a の受光素子の各々に既に蓄積されていた電荷と加算して蓄積し、そのままの電荷蓄積状態が保たれる。

20

【 0 0 6 7 】

また、固体撮像素子 1 5 0 は、同じ要領でカラーフィルタ 2 2 0 B を介して照明された生体組織 4 0 0 の B 光の観察光による電荷を蓄積する。同時に、固体撮像素子 1 5 0 は、この時得られた蛍光の観察光による電荷を、受光部 1 5 2 a の受光素子の各々に既に蓄積されていた電荷と加算して蓄積する。このとき固体撮像素子 1 5 0 は、受光部 1 5 2 b に蓄積した B 光の観察光による電荷を水平転送部 1 5 4 b に順次転送すると共に、受光部 1 5 2 a に蓄積した蛍光の観察光による電荷を水平転送部 1 5 4 a に順次転送する。水平転送部 1 5 4 a 及び水平転送部 1 5 4 b に転送されたこれら電荷は、蛍光の画像情報及び B 光の画像情報としてアンプ 1 5 6 から順次出力され、初段映像信号処理部 2 5 0 に送信される。上述したように、この転送期間に該当する R G B U V 回転フィルタ 2 2 0 の遮光部は、他の遮光部より周方向に大きく形成されている。従って、この転送期間は他の転送期間よりも長い期間となるため、固体撮像素子 1 5 0 は、B 光の画像情報に加えて蛍光の画像情報も水平転送部 1 5 4 において水平転送することができ、B 光の画像情報及び蛍光の画像情報としてアンプ 1 5 6 から出力することができる。なお、このときアンプ 1 5 6 から出力される蛍光の画像情報は、R 光、G 光、及び B 光の観察光の全ての蓄積期間に対応した期間で蓄積されたものであるため、S / N 比が高い信号となっている。

30

【 0 0 6 8 】

このように、アンプ 1 5 6 から出力された R 光、G 光、B 光の画像情報、または R 光、G 光、B 光に加えて蛍光の画像情報をプロセッサ 2 0 0 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、この作業を繰り返すことによりモニタ 3 0 0 上に生体組織 4 0 0 の画像が動画として表示される。

40

【 0 0 6 9 】

図 9 は、図 8 の期間 T d における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 d は、G 光の観察光により蓄積した受光部 1 5 2 b の電荷を水平転送部 1 5 4 b に順次転送して G 光の画像情報としてアンプ 1 5 6 から出力する期間を示している。以下に、この図 9 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。

【 0 0 7 0 】

50

図 9 (a) は、受光部 1 5 2 a の受光素子各々に蓄積された電荷を、矢印 Y 方向 1 ラインの受光素子毎に水平転送部 1 5 4 a に向けて矢印 X 方向に順次転送させる V 1 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 9 (b) は、受光部 1 5 2 b の受光素子各々に蓄積された電荷を、矢印 Y 方向 1 ラインの受光素子毎に水平転送部 1 5 4 b に向けて矢印 X 方向に順次転送させる V 2 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 9 (c) は、水平転送部 1 5 4 に転送された電荷を、水平転送部 1 5 4 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。

【 0 0 7 1 】

期間 T d は G 光の画像情報のみを転送する期間であって、上述したように受光部 1 5 2 a に蓄積された電荷は転送されないため、V 1 信号は入力されず V 2 信号のみが入力される。V 2 信号の 1 パルスが受光部 1 5 2 b に入力すると、受光部 1 5 2 b の受光素子各々に蓄積されている全ての電荷は、矢印 X 方向に一段シフトする。その結果、水平転送部 1 5 4 b 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 1 5 4 b 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。

【 0 0 7 2 】

V 2 信号の 1 パルスにより受光部 1 5 2 b から水平転送部 1 5 4 b に電荷が転送されると、次に、H 信号が水平転送部 1 5 4 に入力し、水平転送部 1 5 4 b に転送された上記電荷を矢印 Y 方向に順次転送する。すなわち、水平転送部 1 5 4 b に転送された上記電荷は、アンプ 1 5 6 に順次掃き出されて増幅し初段映像信号処理部 2 5 0 に送信される。

【 0 0 7 3 】

上述した期間 T d における一連の動作は、受光部 1 5 2 b に蓄積されている全ラインの受光素子の電荷を初段映像信号処理部 2 5 0 に送信するまで繰り返される。全ラインの電荷がアンプ 1 5 6 から出力されると期間 T d の転送動作は終了し、次に、B 光及び蛍光の観察光の蓄積動作が開始される。

【 0 0 7 4 】

図 1 0 は、図 8 の期間 T e における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 e は、蛍光の観察光により蓄積した受光部 1 5 2 a の電荷、及び B 光の観察光により蓄積した受光部 1 5 2 b の電荷を水平転送部 1 5 4 に転送して蛍光の画像情報及び B 光の画像情報としてアンプ 1 5 6 から出力する期間を示している。以下に、この図 1 0 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。

【 0 0 7 5 】

図 1 0 (a) は、図 9 (a) と同様に、受光部 1 5 2 a の受光素子各々に蓄積された電荷を、矢印 Y 方向 1 ラインの受光素子毎に水平転送部 1 5 4 a に向けて矢印 X 方向に順次転送させる V 1 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 1 0 (b) は、図 9 (b) と同様に、受光部 1 5 2 b の受光素子各々に蓄積された電荷を、矢印 Y 方向 1 ラインの受光素子毎に水平転送部 1 5 4 b に向けて矢印 X 方向に順次転送させる V 2 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 1 0 (c) は、図 9 (c) と同様に、水平転送部 1 5 4 に転送された電荷を、水平転送部 1 5 4 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。

【 0 0 7 6 】

期間 T e は蛍光の画像情報及び B 光の画像情報を転送する期間であるため、V 1 信号、V 2 信号は、それぞれ受光部 1 5 2 a、受光部 1 5 2 b に入力される。そのため、受光部 1 5 2 a の受光素子各々に蓄積されている全ての電荷は、V 1 信号の 1 パルスにつき矢印 X 方向に一段シフトし、水平転送部 1 5 4 a 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 1 5 4 a に転送される。また、受光部 1 5 2 b の受光素子各々に蓄積されている全ての電荷も、V 2 信号の 1 パルスにつき矢印 X 方向に一段シフトし、水平転送部 1 5 4 b 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 1 5 4 b に転送される。

【 0 0 7 7 】

V 1 信号、V 2 信号のそれぞれの 1 パルスにより受光部 1 5 2 a、受光部 1 5 2 b から水平転送部 1 5 4 a、水平転送部 1 5 4 b に電荷が転送されると、次に、H 信号が水平転送部 1 5 4 に入力し、水平転送部 1 5 4 に転送された上記各電荷を矢印 Y 方向に順次転送する。すなわち、水平転送部 1 5 4 a 及び水平転送部 1 5 4 b に転送された上記各電荷は、アンプ 1 5 6 に順次掃き出されて増幅し初段映像信号処理部 2 5 0 に送信される。このとき水平転送部 1 5 4 a に蓄積された電荷は、水平転送部 1 5 4 b を介してアンプ 1 5 6 に出力される。すなわち、水平転送部 1 5 4 a に蓄積された電荷は、水平転送部 1 5 4 b に蓄積された電荷より水平転送に長い時間を要する。従って、図 1 0 (c) に示した H 信号の入力パルス時間は、図 9 (c) に示した H 信号の入力パルス時間よりも長くなっている。

10

【 0 0 7 8 】

上述した一連の動作を繰り返し行くと、受光部 1 5 2 a は受光部 1 5 2 b より受光素子の数が少ないため、受光部 1 5 2 a の全ラインの蓄積電荷の転送のみが先に終了し、受光部 1 5 2 b の蓄積電荷の転送動作のみが続行される。従って、受光部 1 5 2 a への V 1 信号の入力パルスはなくなり、V 2 信号のみが受光部 1 5 2 b に入力される。従って、期間 T e の開始から途中までの期間は上述した受光部 1 5 2 a 及び受光部 1 5 2 b の蓄積電荷の転送が行われ、期間 T e の途中から終了するまでの期間は図 9 と同様に受光部 1 5 2 b の蓄積電荷の転送のみが行われる。

【 0 0 7 9 】

なお、上述したように、本実施形態の固体撮像素子 1 5 0 は、2 つのイメージエリアである受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b とが電子内視鏡 1 0 0 の先端部の長手方向に沿って並んで配置されている。また、本実施形態の固体撮像素子 1 5 0 では、受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b 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 1 5 4 で形成されている。さらに、この水平転送部 1 5 4 は、電子内視鏡 1 0 0 の先端部の長手方向に沿って配列されている。従って、本実施形態の固体撮像素子 1 5 0 を備えることにより、電子内視鏡の径を太くすることなく、可視光による画像情報と蛍光による画像情報とを得ることができる。なお、光路偏向部 1 4 0、固体撮像素子 1 5 0 の受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b と水平転送部 1 5 4 とを上記配置構成としたことにより、固体撮像素子 1 5 0 から得られる可視光による画像情報と蛍光による画像情報は、そのままでは正像にはならないが、R G B F メモリ 2 6 0 に展開したときに正像となるよう書き込み処理を行うか、或いは、R G B F メモリ 2 6 0 に可視光による画像情報と蛍光による画像情報をそのまま展開し、読み出すときに正像となるよう読み出しアドレスを生成する等の処理を行えば、モニタ 3 0 0 上に正像の画像を表示することができる。

20

30

【 0 0 8 0 】

また、本実施形態の固体撮像素子 1 5 0 は、可視光の観察画像に比べて高解像度の要求が低い蛍光による観察画像を得るための受光部 1 5 2 a の受光素子各々の受光面積を、受光部 1 5 2 b の受光素子各々の受光面積より大きく形成したことにより、発光強度の低い蛍光の画像信号を、高い S / N 比で得ることができる。なお、後段信号処理部 2 7 0 にて、R 光の信号と F 信号とを演算し、さらに、その演算結果を B 光の信号に加算する際、F 信号に補間処理等を施すことにより、F 信号のデータ量を R 光の信号及び B 光の信号のデータ量に合わせておく。

40

【 0 0 8 1 】

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 8 2 】

なお、本実施形態において、受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b のそれぞれの前面にフィルタを配置しているが、光路偏向部 1 4 0 における蛍光及び可視光のそれぞれの光路中に上記フィルタを配置してもよい。

【 0 0 8 3 】

また、本発明の実施形態において、固体撮像素子 1 5 0 はモノクロ C C D であるが、受光

50

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、ＲＧＢＵＶ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。

【００８４】

【発明の効果】

以上のように本発明の固体撮像素子は、可視光による画像情報を得るための受光部と、蛍光による画像情報を得るための受光部とを所定方向に長く形成された単一の半導体基板上に有しているため、円筒状の機器内に組み込まれてもその径を太くさせることなく可視光による画像情報と蛍光による画像情報と得ることができる。また、本発明の固体撮像素子は、円筒状の機器内に組み込まれてもその径を太くさせることなく蛍光による画像情報を高いＳ／Ｎ比で得ることができる。

10

【００８５】

また、本発明の電子内視鏡は、可視光による画像情報を得るための受光部と、蛍光による画像情報を得るための受光部とを所定方向に長く形成された単一の半導体基板上に有した固体撮像素子を備えているため、その径を太くさせることなく可視光による画像情報と蛍光による画像情報と得ることができる。また、本発明の電子内視鏡は、その径を太くさせることなく蛍光による画像情報を高いＳ／Ｎ比で得ることができる。

【００８６】

また、本発明の電子内視鏡装置は、蛍光の画像情報と可視光の画像情報とを演算することにより、観察対象が異常部位であるか否かを正確に算出することができる。

20

【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ブロック図である。

【図２】本実施形態に用いられるＲＧＢＵＶ回転フィルタの構成を示した正面図である。

【図３】ＲＧＢＵＶ回転フィルタが有している各フィルタの特性と、固体撮像素子の各受光部のフィルタ特性を示したグラフである。

【図４】後段信号処理部における画像処理の一態様を模式的に示した図である。

【図５】後段信号処理部における画像処理の一態様を、回路図を用いて模式的に示した図である。

【図６】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。

30

【図７】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８】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９】図８の期間Ｔｄにおける転送動作を詳細に示したタイミングチャートである。

【図１０】図８の期間Ｔｅにおける転送動作を詳細に示したタイミングチャートである。

【符号の説明】

１００ 電子内視鏡

１４０ 光路偏向部

１５０ 固体撮像素子

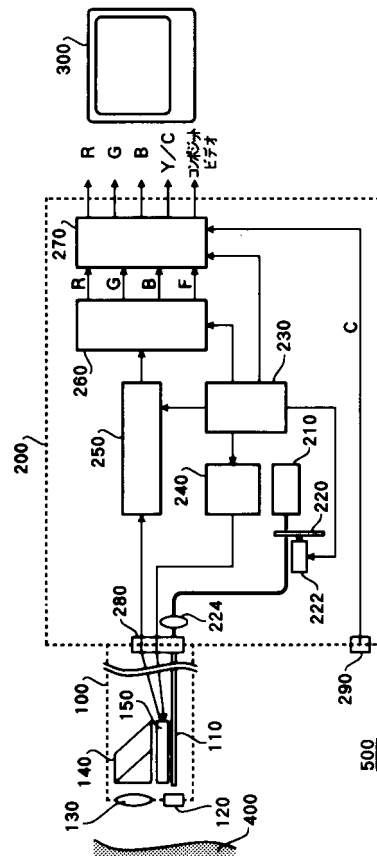
１５２ａ、１５２ｂ 受光部

１５４ａ、１５４ｂ 水平転送部

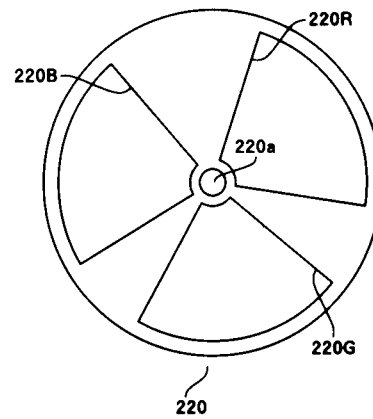
５００ 電子内視鏡装置

40

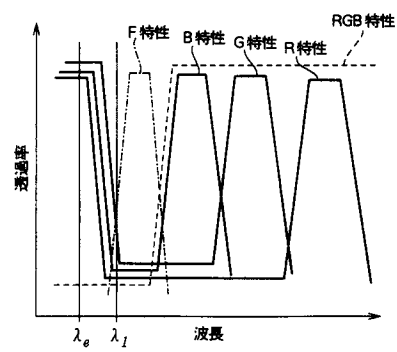
【図 1】



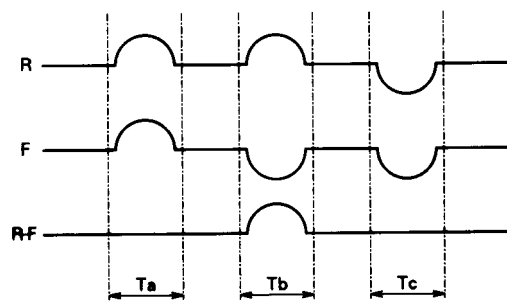
【図 2】



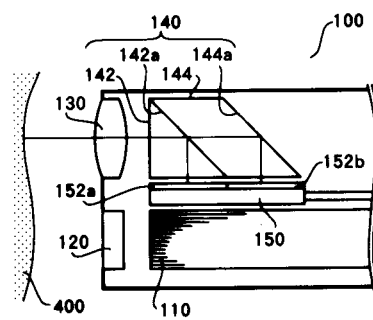
【図 3】



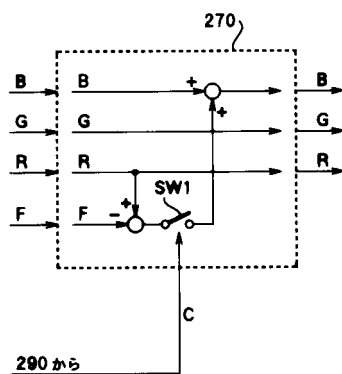
【図 4】



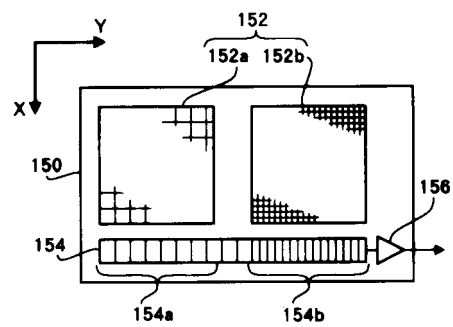
【図 6】



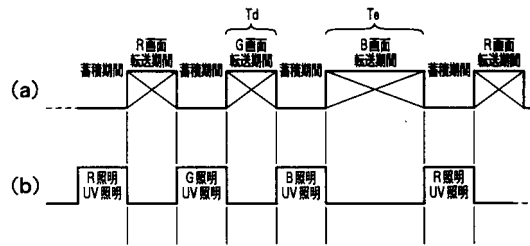
【図 5】



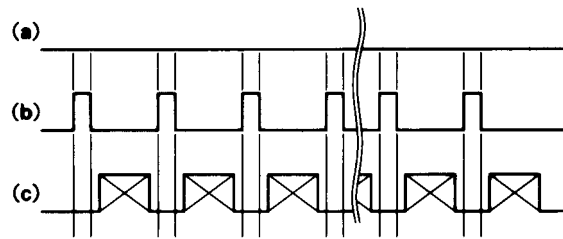
【図 7】



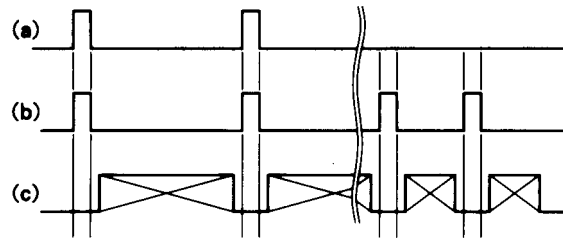
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭 6 3 - 2 4 4 0 1 1 (J P , A)
特開平 0 1 - 1 9 7 7 1 6 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 1 4 8 6 9 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 3 4 1 7 1 1 (J P , A)
特開昭 6 3 - 2 3 4 9 4 1 (J P , A)
特開平 0 2 - 2 0 0 2 3 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26
H04N 7/18

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4531347B2	公开(公告)日	2010-08-25
申请号	JP2003129943	申请日	2003-05-08
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/05 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/LL02 4C061/PP01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/SS09 4C161/LL02 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/SS09 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CH01 5C054/EA01 5C054/FC12 5C054/HA12		
其他公开文献	JP2004329583A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过荧光可见光和图像信息获得图像信息，而不将其加入圆柱形装置，即使其直径变粗。 解决方案：光接收部分具有光接收部分，其中多个光接收元件以矩阵形式排列在沿预定方向长的单个半导体基板上，并且在预定方向上的不同区域中，第一光接收部分包括多个能够接收可见光的光接收元件，第二光接收部分包括多个能够接收比可见光短的波长的荧光的光接收元件。 点域7

【图 6】

