

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4448320号
(P4448320)

(45) 発行日 平成22年4月7日 (2010.4.7)

(24) 登録日 平成22年1月29日 (2010.1.29)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

G 0 1 N 21/64 (2006.01)

G 0 1 N 21/64 Z

H 0 4 N 5/225 (2006.01)

H 0 4 N 5/225 C

請求項の数 20 (全 25 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-400880 (P2003-400880)
 (22) 出願日 平成15年11月28日 (2003.11.28)
 (65) 公開番号 特開2005-160590 (P2005-160590A)
 (43) 公開日 平成17年6月23日 (2005.6.23)
 審査請求日 平成18年10月18日 (2006.10.18)

(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】

第1の撮像エリアと第2の撮像エリアとを有し、第1および第2の撮像エリア上で結像した像をそれぞれ撮像して内視鏡用プロセッサに画像信号として転送可能な撮像手段であって、体腔内の撮像対象の像を第1および第2の撮像エリアに形成する対物光学系と、可視光のみが前記第1の撮像エリアに入射するよう構成された第1の撮像用フィルタと、前記可視光より波長の短い自家蛍光のみが前記第2の撮像エリアに入射するよう構成された第2の撮像用フィルタと、を備えたものと、

前記撮像対象に照明光を照射する光源装置であって、前記照明光が、可視光と励起光の両方を含む第1の光束が照射される第1の期間と、励起光のみが照射される第2の期間と、可視光と励起光のいずれも照射されない第3の期間が周期的に繰り返されるようになっている光源装置と、

前記第1の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第2及び/または第3の期間中に転送し、前記第2の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第3の期間中に転送するよう、前記撮像手段を制御可能な、撮像制御手段と、を有し、

前記撮像制御手段は、所定回数連続した前記第3の期間中は前記第2の撮像エリア上に結像した像による画像信号を転送しないよう前記撮像手段を制御し、次の前記第3の期間に前記第2の撮像エリア上に結像した像による画像信号を転送するよう前記撮像手段を制御する

ことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像制御手段は、前記所定回数を変更する、撮像時間変更手段を有す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】

前記撮像制御手段は、前記第 2 の撮像エリアから転送される画像信号の出力レベルの平均値を検出する信号レベル検出手段と、

前記出力レベルの平均値に基づいて前記所定回数を決定する回数決定手段と、
を有することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記回数決定手段は、前記信号レベル検出手段による検出値が所定値を下回っているときは、前記所定回数を増加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】

前記第 1 の期間は、R G B 三原色のうちの 1 色である第 1 の原色光と励起光を照射する第 4 の期間と、R G B 三原色のうちの 1 色であり前記第 1 の原色光とは異なる第 2 の原色光と励起光を照射する第 5 の期間と、R G B 三原色のうちの 1 色であり前記第 1 及び第 2 の原色光とは異なる第 3 の原色光と励起光を照射する第 6 の期間と、を有し、

前記光源装置は、第 4 の期間、第 2 の期間、第 5 の期間、第 2 の期間、第 6 の期間、第 3 の期間をこの順番で周期的に繰り返し、

前記撮像制御手段は、前記第 4 の期間に前記第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 4 の期間の次の前記第 2 の期間に転送し、前記第 5 の期間に前記第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 5 の期間の次の前記第 2 の期間に転送し、前記第 6 の期間に前記第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 6 の期間の次の前記第 3 の期間に転送する、

ことを特徴とする、請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源装置は、
光源ランプと、

前記光源ランプから射出する光束のうち前記自家蛍光を得るための励起光と前記可視光とを透過する第 1 の光学フィルタと前記励起光のみを透過する第 2 の光学フィルタと、射出する前記光束を遮光する遮光部と、を含んだ回転フィルタと、

前記第 1 の光学フィルタと、前記第 2 の光学フィルタと、前記遮光部とを、前記光束の光路中に交互に挿脱するよう前記回転フィルタを回転させる回転駆動部と、
をさらに備えていること、を特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

第 1 の撮像エリアと第 2 の撮像エリアとを有し、第 1 および第 2 の撮像エリア上で結像した像をそれぞれ撮像して内視鏡用プロセッサに画像信号として転送可能な撮像手段であって、体腔内の撮像対象の像を第 1 および第 2 の撮像エリアに形成する対物光学系であって第 1 および第 2 の撮像エリアに同一の像を形成する対物光学系と、可視光のみが前記第 1 の撮像エリアに入射するよう構成された第 1 の撮像用フィルタと、前記可視光より波長の短い自家蛍光のみが前記第 2 の撮像エリアに入射するよう構成された第 2 の撮像用フィルタと、を備えたものと、

前記撮像対象を照射する光源装置であって、可視光と励起光の両方を含む第 1 の光束が照射される第 1 の期間と、励起光のみが照射される第 2 の期間とが周期的に繰り返されるようになっているものと、

前記第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 2 の期間中に転送し、前記第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 2 の期間中に転送するよう、前記撮像手段を制御可能な、撮像制御手段と、

前記第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号が転送されている間、前記第 2 の

10

20

30

40

50

撮像エリアに前記自家蛍光を入射させないようにするシャッタ手段と、
を有し、

前記撮像制御手段は、所定回数連続した前記第 2 の期間中は前記第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を転送しないよう前記撮像手段を制御し、次の前記第 2 の期間に前記第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を転送するよう前記撮像手段を制御する

ことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記撮像制御手段は、前記所定回数を変更する、撮像時間変更手段を有することを特徴とする、請求項 7 に記載の電子内視鏡装置。

10

【請求項 9】

前記撮像制御手段は、前記第 2 の撮像エリアから転送される画像信号の出力レベルの平均値を検出する信号レベル検出手段と、
前記出力レベルの平均値に基づいて前記所定回数を決定する回数決定手段と、
を有することを特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 10】

前記回数決定手段は、前記信号レベル検出手段による検出値が所定値を下回っているときは、前記所定回数を増加することを特徴とする、請求項 9 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 11】

前記第 1 の期間は、R G B 三原色のうちの 1 色である第 1 の原色光と励起光を照射する第 4 の期間と、R G B 三原色のうちの 1 色であり前記第 1 の原色光とは異なる第 2 の原色光と励起光を照射する第 5 の期間と、R G B 三原色のうちの 1 色であり前記第 1 及び第 2 の原色光とは異なる第 3 の原色光と励起光を照射する第 6 の期間と、を有し、
前記光源装置は、第 4 の期間、第 2 の期間、第 5 の期間、第 2 の期間、第 6 の期間、第 2 の期間をこの順番で周期的に繰り返し、

20

前記撮像制御手段は、前記第 4 の期間に前記第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 4 の期間の次の第 2 の期間に転送し、前記第 5 の期間に前記第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 5 の期間の次の第 2 の期間に転送し、前記第 6 の期間に前記第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第 6 の期間の次の第 2 の期間に転送する、

30

ことを特徴とする、請求項 7 から請求項 10 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 12】

前記光源装置は、
光源ランプと、

前記光源ランプから射出する光束のうち前記自家蛍光を得るための励起光と前記可視光とを透過する第 1 の光学フィルタと前記励起光のみを透過する第 2 の光学フィルタと、を含んだ回転フィルタと、

前記第 1 の光学フィルタと、前記第 2 の光学フィルタとを、前記光束の光路中に交互に挿脱するよう前記回転フィルタを回転させる回転駆動部と、
をさらに備えていること、を特徴とする請求項 7 から請求項 11 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

40

【請求項 13】

前記撮像手段は、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撮像エリアを有した固体撮像素子を有し、
前記第 1 の撮像エリアと前記第 2 の撮像エリアとは、前記所定方向のそれぞれ異なった領域に形成されていることを特徴とする、請求項 1 から請求項 12 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 14】

前記固体撮像素子は、

前記第 1 の撮像エリアで蓄積された電荷の転送先である第 1 の転送部と、

50

前記第 2 の撮像エリア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、

前記第 1 の転送部と前記第 2 の転送部とを、前記所定方向に一行に整列した素子に含んだこと、を特徴とする請求項 1 3 に記載の固体撮像素子。

【請求項 1 5】

前記固体撮像素子は、電子内視鏡の先端部内に、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、請求項 1 3 または請求項 1 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 6】

前記対物光学系は、前記第 1 の撮像エリアと前記第 2 の撮像エリアとが光学的に略等価に位置するように、撮像対象側からの光束を、前記第 1 の撮像エリアと前記第 2 の撮像エリアとに向けて分離する光束分離手段をさらに備えていること、を特徴とする請求項 1 から請求項 1 5 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 7】

前記電子内視鏡装置は、

前記第 1 の撮像エリアから前記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、前記可視光による画像情報に加えて前記第 2 の撮像エリアから前記自家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、を備えたプロセッサを有する、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 1 6 のいずれか一項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 8】

前記プロセッサは信号処理部をさらに備え、

前記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、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自家蛍光の画像情報とを加算すること、を特徴とする請求項 1 7 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 9】

前記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、

前記自家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 1 8 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 2 0】

前記 R 光の色画像情報が加算された前記自家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 1 9 に記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、通常観察画像と、自家蛍光観察画像とを観察可能な電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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

10

20

30

40

50

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紫外光等の特定の波長の光(励起光)を照射した際に、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。

10

【0005】

上述の特許文献1および特許文献2によると、光源装置は、白色光用光源と励起光用光源の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。

20

【特許文献1】特開2002-34913号公報

【特許文献2】特開2001-137174号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

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

【0007】

同様に、特許文献2においても、半周期毎にRGB光と紫外光が交互に照射されるようになっている。

【0008】

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になってしまう。

40

【0009】

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、可視光による画像情報と蛍光による画像情報の両方を同時に取得し、両者を比較して異常部位であるか否かを判断

50

することが可能な装置が好ましい。

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、可視光による画像情報と蛍光による画像情報とを同時に得ることができ、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電子内視鏡装置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】

【 0 0 1 1 】

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、第 1 の撮像エリアと第 2 の撮像エリアとを有し、第 1 および第 2 の撮像エリア上で結像した像をそれぞれ撮像して内視鏡用プロセッサに画像信号として転送可能な撮像手段であって、体腔内の撮像対象の像を第 1 および第 2 の撮像エリアに形成する対物光学系と可視光のみが第 1 の撮像エリアに入射するよう構成された第 1 の撮像用フィルタと可視光より波長の短い自家蛍光のみが第 2 の撮像エリアに入射するよう構成された第 2 の撮像用フィルタとを備えたものと、撮像対象に照明光を照射する光源装置であって照明光が可視光と励起光の両方を含む第 1 の光束が照射される第 1 の期間と励起光のみが照射される第 2 の期間と可視光と励起光のいずれも照射されない第 3 の期間が周期的に繰り返されるようになっている光源装置と、第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を第 2 及び/または第 3 の期間中に転送し第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を第 3 の期間中に転送するよう撮像手段を制御可能な撮像制御手段と、を有する。

【 0 0 1 2 】

すなわち、第 1 の期間中に第 1 の撮像エリア上に結像した像による画像信号から通常観察画像を得ることができるとともに、第 1 および第 2 の期間中に第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号から蛍光観察画像を得ることができる。本発明の電子内視鏡装置によれば、第 1 の期間中は、第 1 の撮像エリア上で通常観察画像の露光を行うと同時に、第 2 の撮像エリア上で蛍光観察画像の露光を行うことができる。第 2 の期間中は蛍光観察画像の露光のみが行われる。すなわち、第 1 の期間と第 2 の期間の双方で、蛍光観察画像の露光が行われる。従って、本発明によれば、単位時間あたりの蛍光観察画像の露光量を大きくすることができるため、 S/N 比の高い蛍光観察画像を得ることができる。

【 0 0 1 3 】

また、撮像制御手段が、所定回数連続した第 3 の期間中は第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を転送しないよう撮像手段を制御し、次の第 3 の期間に第 2 の撮像エリア上に結像した像による画像信号を転送するよう前記撮像手段を制御する構成としてもよい。

【 0 0 1 4 】

このような構成とすると、複数枚の通常観察画像が生成されるような長時間にわたって、一枚の蛍光観察画像のための露光を行うことが可能となるため、 S/N 比がさらに高い蛍光観察画像を得ることが可能となる。

【 0 0 1 5 】

また、撮像制御手段が、所定回数を変更する撮像時間変更手段を有する構成とすることにより、一枚の蛍光観察画像のための露光時間を調整することが可能となる。また、撮像制御手段が、第 2 の撮像エリアから転送される画像信号の出力レベルの平均値を検出する信号レベル検出手段と、出力レベルの平均値に基づいて所定回数を決定する回数決定手段と、を有する構成とすることにより、電子内視鏡装置の術者が露光時間の手動調整を行うことなく、 S/N 比の高い蛍光観察画像が生成されるような露光時間で蛍光観察画像のための露光が行われる。

【 0 0 1 6 】

また、第 1 の期間が RGB 三原色のうちの 1 色である第 1 の原色光と励起光を照射する第 4 の期間と RGB 三原色のうちの 1 色であり第 1 の原色光とは異なる第 2 の原色光と励起光を照射する第 5 の期間と RGB 三原色のうちの 1 色であり第 1 及び第 2 の原色光とは異なる第 3 の原色光と励起光を照射する第 6 の期間とを有し、光源装置は第 4 の期間、第

2の期間、第5の期間、第2の期間、第6の期間、第3の期間をこの順番で周期的に繰り返し、撮像制御手段が、前記第4の期間に前記第1の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第4の期間の次の第2の期間に転送し、第5の期間に第1の撮像エリア上に結像した像による画像信号を第5の期間の次の第2の期間に転送し、第6の期間に第1の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第6の期間の次の第3の期間に転送する構成としてもよい。

【0017】

このような構成とすると、第1及び第2の原色光によって、第1の撮像エリア上に結像した像による画像信号の転送を第2の期間中に行うことができる。すなわち、カラーの通常観察画像の取得と蛍光観察画像の取得を同時に行うことができるにもかかわらず、1枚の通常観察画像を得るための露光時間は通常観察画像のみを得る電子内視鏡装置と変わらない。従って、本発明によれば、カラーの通常観察画像のS/N比を落とすことなく、カラーの通常観察画像の取得と蛍光観察画像の取得を同時に行うことができる。

10

【0018】

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、第1の撮像エリアと第2の撮像エリアとを有し第1および第2の撮像エリア上で結像した像をそれぞれ撮像して内視鏡用プロセッサに画像信号として転送可能な撮像手段であって、体腔内の撮像対象の像を第1および第2の撮像エリアに形成する対物光学系であって第1および第2の撮像エリアに同一の像を形成する対物光学系と、可視光のみが第1の撮像エリアに入射するように構成された第1の撮像用フィルタと、可視光より波長の短い自家蛍光のみが前記第2の撮像エリアに入射するように構成された第2の撮像用フィルタとを備えたものと、撮像対象を照射する光源装置であって可視光と励起光の両方を含む第1の光束が照射される第1の期間と励起光のみが照射される第2の期間とが周期的に繰り返されるようになっているものと、第1の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第2の期間中に転送し第2の撮像エリア上に結像した像による画像信号を前記第2の期間中に転送するよう前記撮像手段を制御可能な撮像制御手段と、第2の撮像エリア上に結像した像による画像信号が転送されている間第2の撮像エリアに自家蛍光を入射させないようにするシャッタ手段と、を有する。

20

【0019】

このような構成とすると、シャッタ手段を用いて第1及び第2の期間中の任意の時間帯に自家蛍光を入射させないようにすることができ、この間に第2の撮像エリア上に結像した像による画像信号を転送することができる。従って、本態様によれば、一枚の蛍光観察画像のための露光時間を任意の時間に設定することができる。

30

【0020】

また、撮像手段が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撮像エリアを有した固体撮像素子を有し、第1の撮像エリアと前記第2の撮像エリアとは、所定方向のそれぞれ異なった領域に形成されている。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撮像エリアと、蛍光による画像情報を得るための撮像エリア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。

40

【0021】

また、上記固体撮像素子は、第1の撮像エリアで蓄積された電荷の転送先である第1の転送部と、第2の撮像エリア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。

【0022】

また、対物光学系が、前記第1の撮像エリアと前記第2の撮像エリアとが光学的に略等

50

価に位置するように、撮像対象側からの光束を、前記第 1 の撮像エリアと前記第 2 の撮像エリアとに向けて分離する光束分離手段をさらに備る構成としてもよい。

【 0 0 2 3 】

また、上記電子内視鏡装置において、プロセッサは、第 1 の撮像エリア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 の撮像エリア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。

10

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 2 4 】

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。

20

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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。

30

【 発 明 を 実 施 す る た め の 最 良 の 形 態 】

【 0 0 2 7 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態の電子内視鏡 1 0 0 を備えている電子内視鏡装置 5 0 0 の構成を示したブロック図である。この電子内視鏡装置 5 0 0 は、患者の体腔内の画像情報を出力する電子内視鏡 1 0 0 と、電子内視鏡 1 0 0 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 1 0 0 に供給する光源装置を備えたプロセッサ 2 0 0 と、プロセッサ 2 0 0 から出力された映像信号を表示するモニタ 3 0 0 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 5 0 0 の構成と作用を説明する。

40

【 0 0 2 8 】

プロセッサ 2 0 0 は、本実施形態での観察対象である生体組織 4 0 0 を照明する照明光を射出する光源部 2 1 0 を備えている。この光源部 2 1 0 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 5 0 0 では電子内視鏡 1 0 0 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 2 2 0 が配置されている。

【 0 0 2 9 】

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 2 2 0 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 2 2 0 が有している各フィルタの特性と

50

、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、RGBUV回転フィルタ220について説明する。

【0030】

このRGBUV回転フィルタ220は、中心軸220aを中心として周方向に開口部と遮光部とを有している。さらに説明を加えるとこのRGBUV回転フィルタ220は、開口部を5つ、遮光部を1つ有しており、これら5つの開口部に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、B特性を有したフィルタ、及びD特性を有したフィルタである。

10

【0031】

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光学フィルタ220R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光学フィルタ220G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光学フィルタ220Bを示す。また、D特性を有したフィルタとは、波長 λ_e を有する励起光を含む紫外線波長帯域の光を透過する光学フィルタ220D1および220D2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。

20

【0032】

このRGBUV回転フィルタ220は、その周方向に、順に、光学フィルタ220R、光学フィルタ220D1、光学フィルタ220G、光学フィルタ220D2、光学フィルタ220B、遮光部220Mを有している。なお、それぞれの光学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、遮光部220Mは、後述する受光部152aの蓄積電荷の転送期間を確保するために、光学フィルタ220D1及び220D2より周方向に大きく形成されている。以下に、このRGBUV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。

30

【0033】

まず、タイミングジェネレータ230(図1)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、RGBUV回転フィルタ220を中心軸220aで回転自在に支持している。従って、モータ222(図1)の駆動に伴いRGBUV回転フィルタ220は、中心軸220aを中心に回転する。RGBUV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、光学フィルタ220R、光学フィルタ220D1、光学フィルタ220G、光学フィルタ220D2、光学フィルタ220Bの各フィルタの順番で連続して透過する。また、光学フィルタ220Bと220Rの間は、遮光部220Mにより遮られる。

40

【0034】

プロセッサ200はコネクタ280を介して電子内視鏡100と接続されている。RGBUV回転フィルタ220の各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により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を介して生体組織400を照明する。

【0035】

生体組織400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400により反射され、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に入射

50

した観察光は、光路偏向部 140 により対物光学系 130 の光軸と直交する方向、言い換えると電子内視鏡 100 の長手方向と直交する方向に折り曲げられる。

【0036】

なお、生体組織 400 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 130 に入射する。

【0037】

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、及びカラーフィルタ 220D1 および 220D2 を透過した照明光に含まれる励起光が生体組織 400 に照射されたとき、生体組織 400 が正常な状態であれば、励起光はこの生体組織 400 に吸収される。そしてこの生体組織 400 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 400 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_1 を有した蛍光を発する。すなわち、生体組織 400 が正常な状態であれば、この生体組織 400 に照射された波長 λ_e の励起光は、波長 λ_1 の蛍光となって発散し、対物光学系 130 に入射する。また、生体組織 400 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 400 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 400 が病変部である場合、励起光が照射されたこの生体組織 400 は蛍光をほとんど発しない。なお、生体組織 400 で反射された励起光は、対物光学系 130 の前面に設けられた励起光カットフィルタ（不図示）により阻止され、対物光学系 130 には入射しない。

【0038】

本実施形態の電子内視鏡 100 では、生体組織 400 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 150 は、電子内視鏡 100 の長手方向にその受光面が位置するように配置されている。この固体撮像素子 150 は例えば CCD である。

【0039】

対物光学系 130 に入射し、上述した光路偏向部 140 により折り曲げられた観察光（R 光、G 光、B 光及び蛍光）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 RGBUV 回転フィルタ 220 の各フィルタを順に透過した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、各フィルタに応じた観察光を順次受光する。

【0040】

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 150 を駆動し、RGBUV 回転フィルタ 220 の光学フィルタ 220D1、220D2、及び遮光部 220M により固体撮像素子 150 が観察光のうちの R 光、G 光、B 光のいずれ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 を駆動することができる。

【0041】

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 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。

【0042】

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画像信号処理部 250 に送信される。この初段画像信号処

10

20

30

40

50

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、初段画像信号処理部 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。

【0043】

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。初段画像信号処理部 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。

10

【0044】

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。

【0045】

20

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。

【0046】

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

【0047】

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。

【0048】

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。

40

【0049】

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 T a や期間 T b 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 T c 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 T c 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、

50

その演算結果は 0 となる。

【 0 0 5 0 】

以上のように、本実施形態の電子内視鏡装置 5 0 0 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 2 7 0 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 2 7 0 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 2 7 0 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。

【 0 0 5 1 】

図 5 は、後段信号処理部 2 7 0 における画像処理の一様様を、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 2 7 0 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。

【 0 0 5 2 】

図 1 に示したように、プロセッサ 2 0 0 は自家蛍光画像観察ボタン 2 9 0 を具備している。この自家蛍光画像観察ボタン 2 9 0 がオンしているとき、自家蛍光画像観察ボタン 2 9 0 からスイッチ S W 1 を制御するスイッチ制御信号 C が後段信号処理部 2 7 0 に送信されているため、スイッチ S W 1 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 2 9 0 をオフしているとき、自家蛍光画像観察ボタン 2 9 0 からスイッチ制御信号 C が後段信号処理部 2 7 0 に送信されていないため、スイッチ S W 1 はオフした状態となっている。

【 0 0 5 3 】

スイッチ S W 1 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 2 7 0 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 3 0 0 に出力して表示した場合、モニタ 3 0 0 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。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、本発明の実施形態の電子内視鏡 1 0 0 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 1 0 0 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 1 0 0 の先端部の構成と作用をより詳細に説明する。

【 0 0 5 5 】

上述したように、対物光学系 1 3 0 に入射した生体組織 4 0 0 の観察光は、光路偏向部 1 4 0 により電子内視鏡 1 0 0 の長手方向と直交する方向に折り曲げられる。この光路偏向部 1 4 0 は、第 1 のプリズム 1 4 2 と第 2 のプリズム 1 4 4 とを貼り合わせる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 1 0 0 の長手方向に、対物光学系 1 3 0 側から第 1 のプリズム 1 4 2、第 2 のプリズム 1 4 4 の順に並んで配置されている。

【 0 0 5 6 】

第 1 のプリズム 1 4 2 は、生体組織 4 0 0 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 1 4 2 a を有している。このビームスプリッタ 1 4 2 a は、対物光学系 1 3 0 の光軸と一致する生体組織 4 0 0 の観察光の光路に対して 4 5 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 1 4 2 a は、電子内視鏡 1 0 0 の長手方向に対して 4 5 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 1 4 2 a に入射した生体組織 4 0 0 の観察光は、その一部が 9 0 度折り曲げられて電子内視鏡 1 0 0 の長手方向と直交する方向、すなわち固体撮像素子 1 5 0 に向かって進行し、その他の一部が透過して第 2 のプリズム 1 4 4 内を電子内視鏡 1 0 0 の長手方向に沿って進行していく。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

さらに説明すると、このビームスプリッタ 1 4 2 a 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 4 0 0 の観察光を分割する機能を有している。

【 0 0 5 8 】

第 2 のプリズム 1 4 4 は、ビームスプリッタ 1 4 2 a 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 1 4 4 a を有している。この全反射ミラー 1 4 4 a は、対物光学系 1 3 0 の光軸と一致するビームスプリッタ 1 4 2 a を透過した観察光の光路に対して 4 5 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 1 4 4 a は、電子内視鏡 1 0 0 の長手方向に対して 4 5 度傾いた状態で配置している。従って、ビームスプリッタ 1 4 2 a を透過した観察光は、この全反射ミラー 1 4 4 a により 9 0 度折り曲げられて、電子内視鏡 1 0 0 の長手方向と直交する方向、すなわち固体撮像素子 1 5 0 に向かって進行する。

10

【 0 0 5 9 】

図 7 は、本発明の実施形態の電子内視鏡 1 0 0 の先端部内に備えられている固体撮像素子 1 5 0 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 1 5 0 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撮像エリア 1 5 2 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 1 5 0 の構成と作用を説明する。なお、この固体撮像素子 1 5 0 の基台である半導体基板の撮像エリア 1 5 2 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。

20

【 0 0 6 0 】

固体撮像素子 1 5 0 は、受光部 1 5 2 と、水平転送部 1 5 4 と、アンプ 1 5 6 とを備えている。上述したようにこの電子内視鏡装置 5 0 0 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 1 5 0 はモノクロ CCD である。また、電子内視鏡 1 0 0 の細径化を達成するため、この固体撮像素子 1 5 0 は蓄積部を備えないフルフレーム型 CCD である。

【 0 0 6 1 】

受光部 1 5 2 は、受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b の 2 つのイメージエリアを有している。この受光部 1 5 2 a は、ビームスプリッタ 1 4 2 a で折り曲げられた観察光を受光する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 1 5 2 b は、全反射ミラー 1 4 4 a で折り曲げられた観察光を受光する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 1 5 2 a と受光部 1 5 2 は電子内視鏡 1 0 0 の長手方向に沿って並んで配置されている。

30

【 0 0 6 2 】

受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b 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。

【 0 0 6 3 】

受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b 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 1 5 2 a 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 特性は、カラーフィルタ 2 2 0 B 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 1 5 2 b 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 R G B 特性を有したものである。この R G B 特性は、光学フィルタ 2 2 0 B、光学フィルタ 2 2 0 G、及び光学フィルタ 2 2 0 R を透過する帯域を全て透過し、光学フィルタ 2 2 0 B 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 1 5 2 a 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 1 5 2 b 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。

40

50

【 0 0 6 4 】

また上述したように、この固体撮像素子 1 5 0 はフルフレーム型 C C D であるため、この受光部 1 5 2 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 1 5 0 は微小サイズのチップであるため、受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b 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。

【 0 0 6 5 】

水平転送部 1 5 4 は、受光部 1 5 2 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 1 5 4 は、受光部 1 5 2 a 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 1 5 4 a と、受光部 1 5 2 b 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 1 5 4 b を含んでいる。

10

【 0 0 6 6 】

水平転送部 1 5 4 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 1 5 2 の受光素子と同ピッチで配置されている。水平転送部 1 5 4 に含まれている水平転送部 1 5 4 a は、受光部 1 5 2 a 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 1 5 4 に含まれている水平転送部 1 5 4 b は、受光部 1 5 2 b 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 1 5 4 を構成している電荷結合素子の各々は、受光部 1 5 2 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 1 5 2 の受光素子より大きく形成されている。

20

【 0 0 6 7 】

水平転送部 1 5 4 a には、受光部 1 5 2 a 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 1 5 4 b には、受光部 1 5 2 b 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 1 5 4 は、受光部 1 5 2 a と受光部 1 5 2 b から転送されたそれぞれ 1 ラインずつの電荷をアンプ 1 5 6 に出力する。アンプ 1 5 6 は、この出力された電荷を増幅してプロセッサ 2 0 0 が備えている初段画像信号処理部 2 5 0 に出力する。

30

【 0 0 6 8 】

図 8 は、固体撮像素子 1 5 0 の撮像及び転送の周期と、固体撮像素子 1 5 0 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 1 5 0 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、蓄積した各色の観察光に対応した電荷を転送する転送期間と、電化の蓄積も転送も行わない休止期間とを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 1 5 0 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、蛍光のみ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。

40

【 0 0 6 9 】

図 4 に示すように、光学フィルタ 2 2 0 R を介して照明された生体組織 4 0 0 の観察光が受光部 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 7 0 】

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 の光学フィルタ 2 2 0 D 1 により照明光が一定期間励起光のみとなり、

50

受光部 1 5 2 b への観察光による電荷蓄積は一定期間途絶える。一方、受光部 1 5 2 a には、生体組織 4 0 0 から発した蛍光が光電変換されて電荷として蓄積され続ける。この期間、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。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、初段画像信号処理部 2 5 0 に送信される。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 に転送しない。従って、R 画面転送期間に得られた蛍光の観察光による電荷は、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される。

10

【 0 0 7 1 】

固体撮像素子 1 5 0 は、同じ要領で光学フィルタ 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、初段画像信号処理部 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 (G 光が照射されている期間及び光学フィルタ 2 2 0 D 2 により励起光のみが照射されている期間) 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。

【 0 0 7 2 】

20

また、固体撮像素子 1 5 0 は、同じ要領で光学フィルタ 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。また、この時同時に受光部 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 に順次転送することができる。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 に順次転送するかどうかは、タイミングジェネレータ 2 3 0 によって制御される。タイミングジェネレータ 2 3 0 による制御については後述する。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、初段画像信号処理部 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 2 2 0 M は、光学フィルタ 2 2 0 D 1 及び 2 2 0 D 2 より周方向に大きく形成されている。従って、この転送期間を他の転送期間よりも長くとることができるため、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る。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。B 光の画像情報のみがアンプ 1 5 6 から出力される場合は、B 光の画像情報の出力終了から次の蓄積の開始までの期間が休止期間となる。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 光の照射開始から B 光の照射終了までの蓄積期間の整数倍の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

40

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

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、受光部 1 5 2 a に蓄積した蛍光の観察光による電荷が水平転送部 1 5 4 a に転送されないようタイミングジェネレータ 2 3 0 によって制御されているときの、B 光の観察光により蓄積した受光部 1 5 2 b の電荷のみを水平転送部 1 5 4 b に順次転送し

50

てB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。

【0075】

図9(a)は、受光部152a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154aに向けて矢印X方向に順次転送させる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9(b)は、受光部152b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154bに向けて矢印X方向に順次転送させる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9(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。

10

【0076】

期間TdはB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152aに蓄積された電荷は転送されないため、V1信号は入力されずV2信号のみが入力される。V2信号の1パルスが受光部152bに入力すると、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方向に一段シフトする。その結果、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、矢印X方向にシフトして水平転送部154b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。

【0077】

V2信号の1パルスにより受光部152bから水平転送部154bに電荷が転送されると、次に、H信号が水平転送部154に入力し、水平転送部154b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154bに転送された上記電荷は、アンプ156に順次掃き出されて増幅し初段画像信号処理部250に送信される。

20

【0078】

上述した期間Tdにおける一連の動作は、受光部152bに蓄積されている全ラインの受光素子の電荷を初段画像信号処理部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Tdの転送動作は終了する。

【0079】

図10は、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。この期間Teは、受光部152aに蓄積した蛍光の観察光による電荷が水平転送部154aに転送されるようタイミングジェネレータ230によって制御されているときの、蛍光の観察光により蓄積した受光部152aの電荷、及びB光の観察光により蓄積した受光部152bの電荷を水平転送部154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156から出力する期間を示している。以下に、この図10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。

30

【0080】

図10(a)は、図9(a)と同様に、受光部152a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154aに向けて矢印X方向に順次転送させる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10(b)は、図9(b)と同様に、受光部152b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154bに向けて矢印X方向に順次転送させる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10(c)は、図9(c)と同様に、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。

40

【0081】

期間Te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、V1信号、V2信号は、それぞれ受光部152a、受光部152bに入力される。そのため、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、V1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、受光部15

50

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。

【0082】

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画像信号処理部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 10
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10(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。

【0083】

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 20
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、RGBF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、RGBF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 30
正像の画像を表示することができる。

【0084】

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に順次転送するかどうかを、タイミングジェネレータ2 3 0が制御する手順につき以下説明する。図1に示されるように、プロセッサ2 0 0には蛍光信号レベル検出部2 3 2と比較部2 3 4が備えられている。

【0085】

タイミングジェネレータ2 3 0は、初段画像信号処理回路2 5 0がメモリ2 6 0に蛍光画像の画像情報を出力するタイミングを蛍光信号レベル検出部2 3 2に報知する。蛍光信号レベル検出部2 3 2は、報知されたタイミングを用いて、1フレーム分の蛍光画像の画像情報を取得する。さらに、蛍光信号レベル検出部2 3 2は蛍光画像の受光素子1画素分の 40
平均出力レベル(すなわち、1フレーム分の蛍光画像の全画素の輝度値を加算し、これを蛍光画像の画素数で割った値)を演算する。平均出力レベルは比較部2 3 4に入力される。

【0086】

比較部2 3 4は、入力された平均出力レベルと所定の出力レベルとの比較を行う。例えば、各画素の輝度値が6 5 5 3 6階調で表現される場合、入力された平均出力レベルが所定の出力レベル2 0 0 0 0に満たなかった場合は、「蛍光画像の出力が不足している」ことを報知する信号をタイミングジェネレータ2 3 0に入力する。

【0087】

タイミングジェネレータ2 3 0は、「蛍光画像の出力が不足している」ことを報知する 50

信号を比較部 234 から受信すると、蛍光画像 1 枚あたりの受光部 152a (図 7) の電荷蓄積時間が長くなるように、V1 信号、V2 信号のパルス入力を制御する。例えば、期間 Te (図 8) が回転フィルタ 220 の 2 回転ごとに発生するように V1 信号、V2 信号のパルス入力が制御されている場合に、「蛍光画像の出力が不足している」ことを報知する信号を比較部 234 から受信すると、タイミングジェネレータ 230 は、期間 Te (図 8) が回転フィルタ 220 の 3 回転ごとに発生するように V1 信号、V2 信号のパルス入力を制御する。この結果、蛍光画像 1 枚あたりの受光部 152a (図 7) の電荷蓄積時間は 1.5 倍になる。

【0088】

以上のように、本実施形態によれば、回転フィルタ 220 の遮光部 220M が照明光光束を通過している以外の時間は生体が励起されている。したがって、本実施形態においては、カラーの通常観察画像と蛍光観察画像の両方を同時に撮影可能であると共に、単位時間あたりの励起時間を長く取ることが可能であるので、S/N 比の高い蛍光観察画像が得られる。

【0089】

本発明の第 2 の実施の形態による内視鏡装置の構成に付き以下説明する。本実施形態の内視鏡装置は、第 1 の実施形態よりも更に単位時間あたりの励起時間を長く取ることが可能なものである。また、本実施形態によれば、蛍光画像一枚あたりの励起時間を、より細かく制御可能である。本実施形態の内視鏡装置は、撮像素子 150、回転フィルタ 220、及び撮像素子の制御方法のみが、第 1 の実施形態と異なるものである。それ故に、第 1

【0090】

図 11 は、本実施形態の固体撮像素子 150 を示したものである。本実施形態の固体撮像素子 150 は、受光部 152a が液晶シャッタ 157 に覆われている、という点において第 1 の実施形態のもの (図 7) と異なっている。この液晶シャッタ 157 の開閉は、プロセッサ 200 のドライバ 240 からの制御信号によって制御される。

【0091】

図 12 は、本実施形態の回転フィルタ 220 を示したものである。本実施形態の回転フィルタ 220 には、第 1 の実施形態の遮光部 220M (図 2) の代わりに、波長 λ_e を有する励起光を含む紫外線波長帯域の光を透過する光学フィルタ 220D3 が配設されている。また、光学フィルタ 220D1、220D2、220D3 は等間隔に配置されている。

【0092】

図 13 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、蛍光観察指示のタイミングと、シャッタ 157 の開閉タイミングと、を示したタイミングチャートである。図 13 (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繰り返したものとなっている。また、図 13 (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、蛍光のみが入射してくる期間とを繰り返したものとなっている。

【0093】

また、図 13 (c) は、シャッタ 157 の開閉タイミングを示すタイミングチャートである。図のように、蛍光のみが入射してくる期間のみ、シャッタ 157 が閉じて受光部 152a が遮光されるようになっている。シャッタ 157 が閉じるタイミングはタイミングジェネレータ 230 によって制御されている。

【0094】

以下に、この図 13 に示したタイミングチャートの詳細を説明する。

【0095】

図 1 2 に示すように、光学フィルタ 2 2 0 R を介して照明された生体組織 4 0 0 の観察光が受光部 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 9 6 】

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 の光学フィルタ 2 2 0 D 1 により照明光が一定期間励起光のみとなり、受光部 1 5 2 b への観察光による電荷蓄積は一定期間途絶える。一方、受光部 1 5 2 a には、生体組織 4 0 0 から発した蛍光が光電変換されて電荷として蓄積され続ける。この期間、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。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、初段画像信号処理部 2 5 0 に送信される。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 に転送しない。従って、R 画面転送期間に得られた蛍光の観察光による電荷は、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される。

【 0 0 9 7 】

固体撮像素子 1 5 0 は、同じ要領で光学フィルタ 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、初段画像信号処理部 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 (G 光が照射されている期間及び光学フィルタ 2 2 0 D 2 により励起光のみが照射されている期間) 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。

【 0 0 9 8 】

また、固体撮像素子 1 5 0 は、同じ要領で光学フィルタ 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。水平転送部 1 5 4 b に転送されたこの電荷は、B 光の画像情報としてアンプ 1 5 6 から順次出力され、初段画像信号処理部 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 (B 光が照射されている期間及び光学フィルタ 2 2 0 D 3 により励起光のみが照射されている期間) 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。

【 0 0 9 9 】

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 に順次転送するかどうかは、タイミングジェネレータ 2 3 0 によって制御される。すなわち、シャッタ 1 5 7 が閉じているときに、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 に順次転送するようになっている。この時は、受光部 1 5 2 b に蓄積した R G B 光の観察光による電荷もまた、水平転送部 1 5 4 b に順次転送されている。タイミングジェネレータ 2 3 0 による制御については後述する。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 R G B 光のいずれか (図 1 3 中では G 光) の画像情報としてアンプ 1 5 6 から順次出力され、初段画像信号処理部 2 5 0 に送信される。なお、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 のカラーフィルタ 2 2 0 D 1 、 2 2 0 D 2 及び 2 2 0 D 3 の大きさは、R G B 光の画像情報と蛍光

の画像情報を十分に水平転送可能な期間、光源からの光束を覆えるだけの大きさとなっている。従って、R G 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、前回シャッタ 1 5 7 が開いた時から今回シャッタ 1 5 7 が閉じるまでの期間で蓄積されたものであるため、シャッタ 1 5 7 の開閉間隔を長く取ることによって、S / N 比が高い信号を得ることができる。

【 0 1 0 0 】

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。

10

【 0 1 0 1 】

図 1 4 は、図 1 3 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、受光部 1 5 2 a に蓄積した蛍光の観察光による電荷が水平転送部 1 5 4 a に転送されるようタイミングジェネレータ 2 3 0 によって制御されているときの、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 R G 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 R G 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 4 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 1 0 2 】

20

図 1 4 (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 4 (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 4 (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 1 0 3 】

期間 T e は蛍光の画像情報及び R G 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。

30

【 0 1 0 4 】

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画像信号処理部 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 4 (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。

40

【 0 1 0 5 】

また、第 1 の実施形態と同様に、タイミングジェネレータ 2 3 0 が「蛍光画像の出力が

50

不足している」ことを報知する信号を比較部 234 から受信すると、蛍光画像 1 枚あたりの受光部 152 a (図 7) の電荷蓄積時間が長くなるように、V1 信号、V2 信号のパルス入力を制御する。例えば、期間 $T_{e'}$ (図 13) が「蛍光のみが撮像素子 150 に入射する期間」が 6 回起こるごとに発生するように V1 信号、V2 信号のパルス入力が制御されている場合に、「蛍光画像の出力が不足している」ことを報知する信号を比較部 234 から受信すると、タイミングジェネレータ 230 は、期間 $T_{e'}$ (図 13) が、「蛍光のみが撮像素子 150 に入射する期間」が 7 回起こるごとに発生するように V1 信号、V2 信号のパルス入力を制御する。この結果、蛍光画像 1 枚あたりの受光部 152 a (図 7) の電荷蓄積時間は 7/6 倍になる。「蛍光のみが撮像素子 150 に入射する期間」は、回転フィルタ 220 の一回転につき 3 回発生するので、本実施形態によれば、蛍光画像 1 枚あたりの受光部 152 a (図 7) の電荷蓄積時間を、第 1 の実施形態よりもより細かく制御可能である。

10

【0106】

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。

【0107】

なお、本実施形態において、受光部 152 a と受光部 152 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 140 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。

【0108】

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、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。

20

【図面の簡単な説明】

【0109】

【図 1】本発明の第 1 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】本発明の第 1 の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。

30

【図 3】RGBUV 回転フィルタが有している各光学フィルタの特性と、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】本発明の第 1 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 7】本発明の第 1 の実施形態の電子内視鏡の先端部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】本発明の第 1 の実施形態における、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。

40

【図 9】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。

【図 10】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。

【図 11】本発明の第 2 の実施形態の電子内視鏡の先端部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 12】本発明の第 2 の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 13】本発明の第 2 の実施形態における、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 14】図 13 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

50

る。

【符号の説明】

【 0 1 1 0 】

1 0 0 電子内視鏡

1 4 0 光路偏向部

1 5 0 固体撮像素子

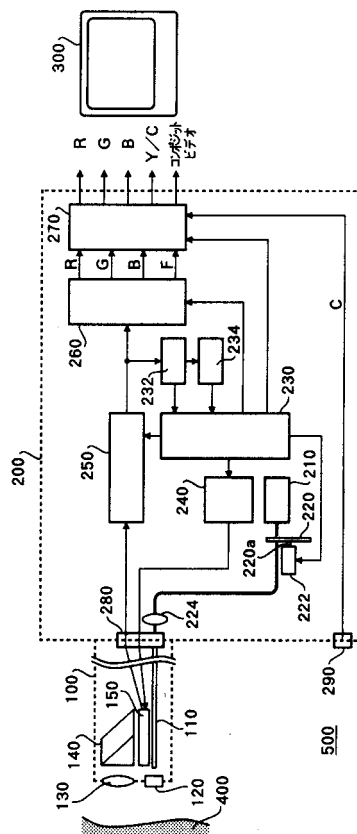
1 5 2 a、 1 5 2 b 受光部

1 5 4 a、 1 5 4 b 水平転送部

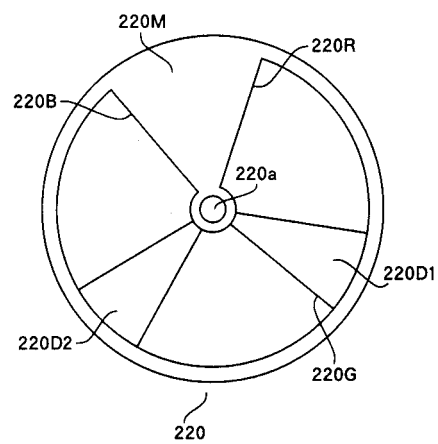
5 0 0 電子内視鏡装置

10

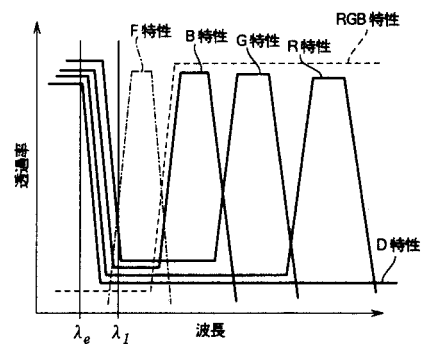
【圖 1】



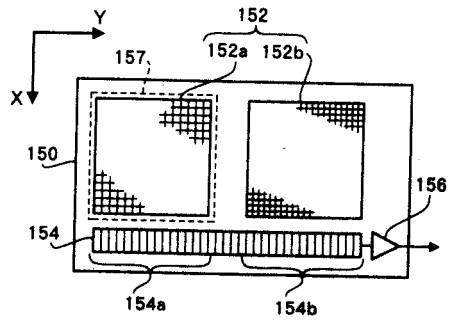
【圖 2】



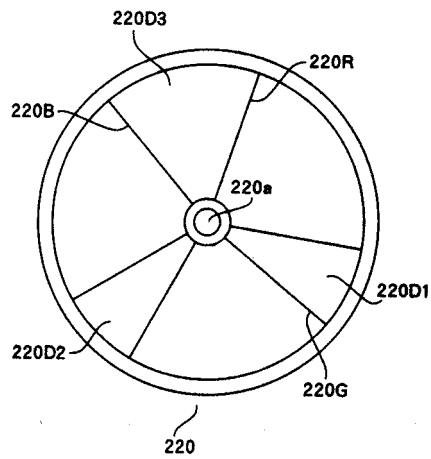
【 図 3 】



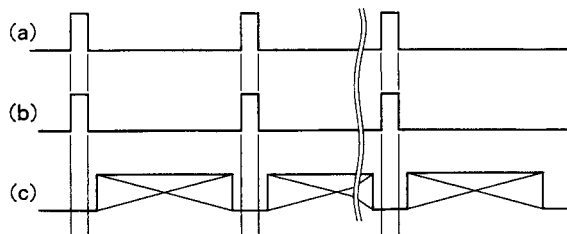
【図 1 1】



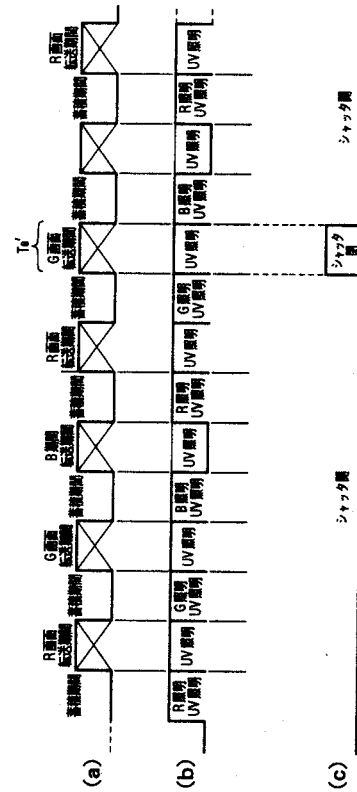
【図 1 2】



【図 1 4】



【図 1 3】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 4 N 7/18 (2006.01) H 0 4 N 7/18 M

(56)参考文献 特開昭63-244011(JP,A)
特開平01-197716(JP,A)
特開2003-159210(JP,A)
特開2001-224549(JP,A)
特開平02-200237(JP,A)
特開2003-126014(JP,A)
特開平11-326050(JP,A)
特開2000-341711(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

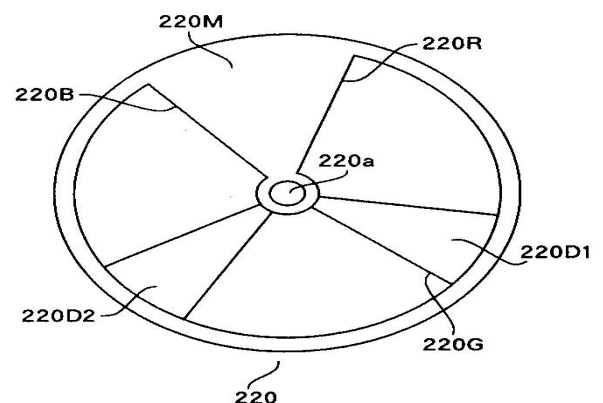
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 1 N 2 1 / 6 4
H 0 4 N 5 / 2 2 5
H 0 4 N 7 / 1 8

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4448320B2	公开(公告)日	2010-04-07
申请号	JP2003400880	申请日	2003-11-28
[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	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G01N21/64 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/06.A G01N21/64.Z H04N5/225.C H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/045.640 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.735 H04N5/225 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA13 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA02 2G043/GA04 2G043/GB01 2G043/GB18 2G043/GB21 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA06 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP07 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS04 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/WW17 5C022/AA09 5C022/AA15 5C022/AC00 5C022/AC42 5C022/AC69 5C054/AA05 5C054/CA03 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CH08 5C054/EA01 5C054/FE02 5C054/HA12 5C122/DA04 5C122/DA15 5C122/DA26 5C122/EA22 5C122/EA53 5C122/FB11 5C122/FB15 5C122/FB17 5C122/FC06 5C122/FC07 5C122/FC11 5C122/FF13 5C122/FH11 5C122/FH18 5C122/FL05 5C122/GE08 5C122/GE11 5C122/GG02 5C122/GG03 5C122/GG14 5C122/GG21 5C122/GG30 5C122/HA82 5C122/HA86 5C122/HA88 5C122/HB01 5C122/HB02 5C122/HB06		
其他公开文献	JP2005160590A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜装置，其能够通过荧光同时获得可见光和图像信息的图像信息，并通过高S / N的荧光获得图像信息。解决方案：可以分别拾取在图像拾取元件的第一和第二图像拾取区域上形成的图像并将其传送到用于内窥镜的处理器作为图像信号，仅在第一图像拾取区域上形成可见光的图像，在第二图像拾取区域上仅形成波长短于可见光波长的自体荧光图像。发射包括可见光和激发光两者的第一光通量的第一时段，仅发射激发光的第二时段和不发射可见光和激发光的第三时段。循环重复，在第二和/或第三时段期间传输在第一图像拾取区域上形成的图像的图像信号，并且在第三时段期间传输在第二图像拾取区域上形成的图像的图像信号。 Z

2]



3]

