

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公開特許公報（A）

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 345733

(P2002 - 345733A)

(43)公開日 平成14年12月3日(2002.12.3)

(51)Int.Cl.⁷ 識別記号

A 6 1 B 1/00

300

G 0 1 N 21/64

F I

A 6 1 B 1/00

300

G 0 1 N 21/64

テ-マ-コ-ド*（参考）

D 2 G 0 4 3

Z 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L（全 15数）

(21)出願番号 特願2001 - 160013(P2001 - 160013)

(22)出願日 平成13年5月29日(2001.5.29)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 辻田 和宏

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士

写真フイルム株式会社内

(72)発明者 中島 幸彦

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史（外1名）

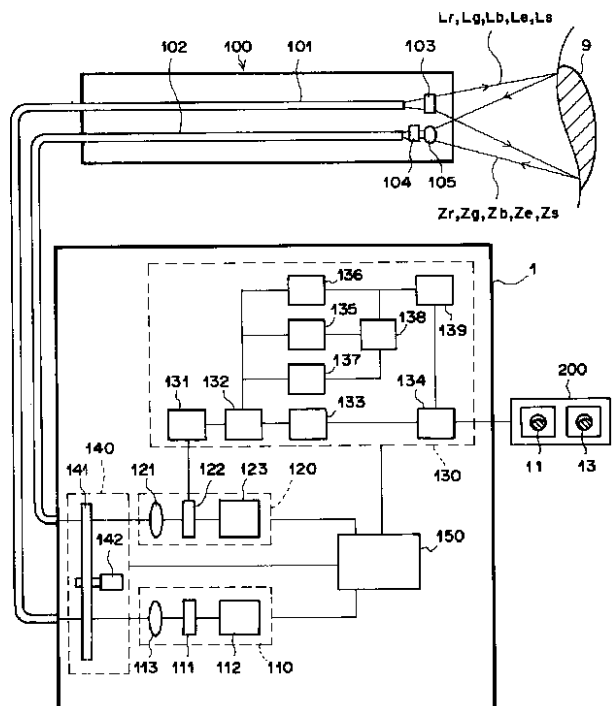
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 撮像装置

(57)【要約】

【課題】 電荷増倍型の固体撮像素子を用いた撮像装置において、撮影部位の病変状態について正確な判定を行う。

【解決手段】 生体観察部9へ励起光L eを含む照明光を照射し、蛍光像Z eを含む反射光を電荷増倍型のCCD撮像素子122において検出する。この際、蛍光像Z eは回転フィルタ141により広帯域および狭帯域の蛍光像Z eとしてCCD撮像素子122に検出され、これにより広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データが画像処理ユニット130において得られる。これら広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データに基づいて蛍光診断画像13を得、これをモニタ200に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 励起光を含む照明光を観察部に照射する光照射手段と、前記照明光の照射により前記観察部から発せられた蛍光を含む再輻射光に基づく光学像を撮像して出力データを取得する、電荷増倍手段を有する固体撮像手段とを備えた撮像装置において、前記固体撮像手段は、互いに波長帯域が異なる蛍光に基づく蛍光画像を撮像する手段であることを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】 前記固体撮像手段において発生するダークノイズを検出し、前記出力データを前記ダークノイズに基づいて補正して補正出力データを得る補正手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の撮像装置。

【請求項 3】 前記補正手段は、前記光照射手段による前記観察部への前記照明光の照射を定期的に停止し、該照明光の照射が停止されている間に前記固体撮像手段において取得される出力データに基づいて前記ダークノイズを検出し、前記観察部に前記照明光が照射されている間に前記固体撮像手段において取得される出力データを前記ダークノイズに基づいて補正して補正出力データを得る手段であることを特徴とする請求項 2 記載の撮像装置。

【請求項 4】 前記補正手段は、前記蛍光画像を表す出力データに対して前記補正を行う手段であることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の撮像装置。

【請求項 5】 異なる透過波長帯域を有する少なくとも 2 つのフィルタ要素を有し、回転により前記異なるフィルタ要素を前記固体撮像手段の受光面に対応させる回転フィルタ手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の撮像装置。

【請求項 6】 前記固体撮像手段は、受光面に異なる透過波長帯域を有する 2 種類のフィルタ要素が 2 次元平面上において多数交互に組み合わせられたフィルタ手段を有することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の撮像装置。

【請求項 7】 前記光照射手段および前記固体撮像手段の一部または全部が、生体内部に挿入される内視鏡の形態であることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、照明光を観察部に照射して、この照明光の照射により観察部から発せられた再輻射光に基づく光学像を撮像する撮像装置に関し、とくに電荷増倍型の固体撮像手段を用いて撮像を行う撮像装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 従来より、光学像を電気信号に変換する CCD 等の固体撮像素子を用いて、観察部の光学像を撮

像する撮像装置が知られている。近年、特開平 7 - 176721 号公報に記載されたような増倍率制御信号に基づいた増倍率で、撮像された信号電荷を増倍する電荷増倍型の固体撮像素子が開発され、この固体撮像素子を搭載することにより、撮像装置の撮像感度の向上および撮像感度の制御が可能となっている。すなわち、光学像の光量が、従来の撮像素子を用いて撮像するには不十分な場合であっても、この固体撮像素子を用いて撮像を行えば、視認可能な画像として表示することができ、また適宜撮像感度を撮像条件に合わせて制御することも可能である。このような電荷増倍手段を備えた電荷増倍型の固体撮像素子は、CMD (Charge Multiplying Detector) - CCD と呼ばれ、強度の電界領域中で電導電子と原子を衝突させ、このイオン化によって生じる電荷増倍効果により信号電荷を増倍し、撮像素子の撮像感度を向上させるものである。

【0003】 電荷増倍型の固体撮像素子においては、電荷増倍手段は、信号電荷を順次信号電圧に変換して出力信号として取り出す電荷検出回路より前段において信号電荷を増倍するため、電荷検出回路において生じる読出ノイズを増倍することがなく、出力信号の S/N を向上させることができる。したがって、電荷増倍型の固体撮像素子を用いることにより、光学像の光量が不十分な環境下での撮像を行うことがある撮像装置において、出力信号の S/N の向上が可能となる。また、増倍率制御信号により信号電荷の増倍率を変更できるため、電荷増倍型の固体撮像素子を搭載した撮像装置では、撮像感度が制御可能となっている。

【0004】 また、従来より固体撮像素子を搭載した内視鏡装置が広く用いられている。これらの内視鏡装置は、固体撮像素子により撮像した画像をモニタ等に表示することにより複数の人間が同時に観察することができる利点を有し、また、撮像した画像を表示する前に種々の画像処理を施すことにより、特徴的な画像を強調してモニタ上に表示することもでき、医療の発展に大きく貢献している。

【0005】 ところで、内視鏡装置においては、所定の波長帯域の励起光を生体観察部に照射した場合に、正常組織と病変組織では、発する蛍光強度が異なることを利用して、生体観察部に所定波長の励起光を照射し、生体観察部が発する蛍光を受光することにより病変組織の局在・浸潤範囲を蛍光画像として表示する技術を用いて、病変状態を判定することが行われている。しかしながら、生体の部位には凹凸があるため励起光を照射する照射系から生体観察部までの距離が均一ではなく、生体の励起光照射部分における励起光強度は一般に不均一である。蛍光強度は励起光強度に略比例し、励起光強度は距離の 2 乗に反比例して低下する。そのため、光源から遠くにある正常組織よりも近くにある病変組織の方が強い蛍光を発する場合があり、観察者が蛍光強度のみに基づ

いた判定を行うと、病変状態の判定を誤ることもあり得る。

【0006】このような不具合を低減するため、本出願人により、正常組織から発せられる蛍光強度と病変組織から発せられる蛍光強度の差が大きい波長帯域 480 nm 近傍の狭帯域の蛍光画像と、例えば 400 nm ~ 750 nm の可視波長帯域の広帯域の蛍光画像とを撮像し、狭帯域の蛍光画像および広帯域の蛍光画像の光強度の比率を求め、この比率に基づいた疑似カラー画像を表示する蛍光画像表示装置が提案されている（例えば特開平 9 - 308604 号公報等）。このような比率を求めることにより、励起光源および蛍光受光部と生体観察部との距離に依存する蛍光強度の項がキャンセルされたため、蛍光スペクトルの形状の違いのみを反映させることができる。

【0007】一方、近年では、内視鏡の細径化が進み、従来の消化器系に限らず、気管支や耳鼻咽喉、関節等へも適用されている。しかしながら、内視鏡の細径化にともない、照明光を伝送するライトガイドの本数も制限されるため、十分な照明光を照射することができない場合が生じ、所望の撮像感度で撮像可能な装置の開発が望まれていた。また、上述した励起光を照射して生体組織が発する蛍光を観察する蛍光観察等も行われている。生体組織が発する蛍光は微弱であり、撮像不可能な場合も生じるため、所望の撮像感度で撮像可能な装置の開発が待たれていた。これらの問題を解決するために、上記の電荷増倍型の固体撮像素子を、内視鏡装置へ搭載した装置が、特開 2001 - 29313 号公報に開示され、その構成および感度制御方法が記載されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】ところで、電荷増倍型の固体撮像装置を用いた内視鏡装置においても、光源から遠くにある正常組織よりも近くにある病変組織の方が強い蛍光を発する場合があり、観察者が蛍光強度のみに基づいた判定を行うと、病変状態の判定を誤ることがある。

【0009】本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、電荷増倍型の固体撮像素子を用いた内視鏡装置等の撮像装置において、観察部位の病変状態について正確な判定を行うことを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明による撮像装置は、励起光を含む照明光を観察部に照射する光照射手段と、前記照明光の照射により前記観察部から発せられた蛍光を含む再輻射光に基づく光学像を撮像して出力データを取得する、電荷増倍手段を有する固体撮像手段とを備えた撮像装置において、前記固体撮像手段は、互いに波長帯域が異なる蛍光に基づく蛍光画像を撮像する手段であることを特徴とするものである。

【0011】「励起光」の波長域としては、400 nm

~ 420 nm とすることができる。

【0012】「照明光」としては、励起光の他、白色光、3 原色の光を面順照射する面順次光、生体組織に吸収されにくい近赤外光を含むものとすることができる。

【0013】なお、光照射手段としては、単一の白色光源を使用し、励起光の波長域および他の波長域の光を透過するフィルタを用いて観察部に照射する照明光の波長域を変更する構成を採用することができる。また、励起光を射出する光源および他の波長域の光を射出する光源を設けて、各光源の駆動を順次切り替えることにより、観察部に照射する照明光の波長域を順次変更する構成も採用することができる。

【0014】「再輻射光」とは、照明光を照射されたことにより観察部から発せられる光を意味し、具体的には、励起光の照射により観察部から発せられる蛍光や、白色光、3 原色の光、あるいは近赤外光の観察部における反射光、または観察部の表面付近で散乱し、その後射出された散乱光等を意味する。

【0015】したがって、本発明による撮像装置は、励起光を観察部に照射することにより観察部から発せられた蛍光に基づく蛍光診断画像、および白色光等を観察部に照射することにより観察部において反射された反射光に基づく反射光像を撮像するものとすることができる。

【0016】「互いに異なる波長帯域の蛍光に基づく蛍光画像を撮像する」とは、励起光の照射により発せられた蛍光から、フィルタやプリズム等の光学手段を用いて、互いに異なる波長帯域の蛍光を取り出し、それらの蛍光に基づいた蛍光画像を撮像することを意味する。例えば、480 nm 付近の蛍光を透過する狭帯域フィルタを透過した狭波長帯域の蛍光に基づいた狭帯域蛍光画像と、400 nm ~ 750 nm の広帯域フィルタを透過した広波長帯域の蛍光に基づいた広帯域蛍光画像とを撮像することである。

【0017】なお、本発明による撮像装置においては、前記固体撮像手段において発生するダークノイズを検出し、前記出力データを前記ダークノイズに基づいて補正して補正出力データを得る補正手段をさらに備えることが好ましい。

【0018】「ダークノイズ」としては、固体撮像手段自身において得られるもののみならず、例えば本発明による撮像装置を内視鏡装置として用いた場合に、生体組織を透過した外光により生じるノイズをも含む。

【0019】この場合、前記補正手段を、前記光照射手段による前記観察部への照明光の照射を定期的に停止し、該照明光の照射が停止されている間に前記固体撮像手段において取得される出力データに基づいて前記ダークノイズを検出し、前記観察部に前記照明光が照射されている間に前記固体撮像手段において取得される出力データを前記ダークノイズに基づいて補正して補正出力データを得る手段としてもよい。

【0020】また、前記補正手段を、前記蛍光画像を表す出力データに対して前記補正を行う手段としてもよい。

【0021】さらに、本発明による撮像装置においては、異なる透過波長帯域を有する少なくとも2つのフィルタ要素を有し、回転により前記異なるフィルタ要素を前記固体撮像手段の受光面に対応させる回転フィルタ手段をさらに備えるようにしてもよい。

【0022】また、本発明による撮像装置においては、前記固体撮像手段を、受光面に異なる透過波長帯域を有する2種類のフィルタ要素が2次元平面上において多数交互に組み合わされたフィルタ手段を有するものとしてもよい。

【0023】さらに、本発明による撮像装置においては、前記光照射手段および前記固体撮像手段の一部または全部が、生体内部に挿入される内視鏡の形態としてもよい。

【0024】

【発明の効果】本発明によれば、電荷増倍手段を有する固体撮像手段を備えた撮像装置において、互いに波長帯域が異なる蛍光に基づく蛍光画像が撮像される。このように、これらの蛍光画像を表す出力データの比率を求めることにより、観察部と再輻射光との距離の項がキャンセルされるため、蛍光スペクトル強度の相違のみを反映させた画像を得ることができる。したがって、観察部位の病変状態について、正確な判定を行うことができる。

【0025】ここで、出力データの比率を求める際に、とくに分母となる出力データの S/N が悪いと、比率が大きく変動してしまい、病変状態の判定の正確性が低下する。一方、電荷増倍手段を有する固体撮像手段において得られる出力データのノイズは、ダークノイズが支配的となる。このため、固体撮像手段において発生するダークノイズを検出し、このダークノイズに基づいて出力データを補正することにより、出力データのノイズを減少させて S/N を向上させることができる。したがって、蛍光画像を表す出力データの比率をより正確に求めることができ、その結果、観察部位の病変状態についての判定の正確性を向上させることができる。

【0026】ここで、光照射手段による観察部への照明光の照射を停止すると、固体撮像手段において取得される出力データは、固体撮像手段のダークノイズを表すものとなる。したがって、光照射手段による観察部への照明光の照射を停止し、照明光の照射を停止している間の固体撮像手段からの出力データを取得することにより、固体撮像手段のダークノイズを容易に検出することができる。また、このダークノイズを定期的に検出し、観察部に照明光が照射されている間に固体撮像手段において取得される出力データを補正することにより、ダークノイズが変動してもそれを反映させた補正出力データを得ることができるため、出力データの比率を正確に求め

て、観察部位の病変状態についてより正確な判定を行うことができる。

【0027】とくに、蛍光の強度は微弱であるため、蛍光画像を表す出力データに対して補正を行えば、より S/N が改善された蛍光画像を得ることができ、その結果、観察部位の病変状態についてより正確な判定を行うことができる。

【0028】また、回転フィルタ手段を設けることにより、異なる透過波長帯域の蛍光を容易に固体撮像手段に照射することができるため、蛍光画像の撮像を容易に行うことができる。また、回転フィルタ手段には、励起光以外の他の波長域（例えば3原色の波長域、近赤外光の波長域等）の光を透過するフィルタ要素を配設することが容易であるため、種々の波長域の光に基づく光学像の撮影が容易となる。この場合、種々の波長域の光に対応させた固体撮像手段を設ける必要がなくなるため、撮像装置の構成を簡易なものとすることができる。

【0029】さらに、固体撮像手段の受光面に、異なる透過波長帯域を有する少なくとも2種類のフィルタ要素を2次元平面上において多数交互に組み合わせたフィルタ手段を配設することにより、簡易な構成により異なる波長域の蛍光に基づく蛍光画像の撮像を行うことができ、これにより、撮像装置の構成を簡易なものとすることができる。とくに、複数の波長域の光による光学像の撮像を広い方の波長域のフィルタ要素を透過した光に基づいて行うことにより、種々の波長域の光に対応させた固体撮像手段を設ける必要がなくなるため、撮像装置の構成をより簡易なものとすることができる。

【0030】

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

【0031】画像データ処理部1は、照明光を射出する光源を備えた照明ユニット110と、R光 L_r 、G光 L_g およびB光 L_b の照射により生体観察部9において得られた反射像 Z_r 、 Z_g 、 Z_b と、励起光 L_e の照射により生体観察部9から発生した蛍光像 Z_e と、参照光 L

s の照射により生体観察部 9 において得られた反射像 Zs (以下これらを光学像と称する) とを撮像し、デジタル値に変換して画像データとして出力する画像検出ユニット 120、画像データを表示するための画像処理を行う画像処理ユニット 130、照明ユニット 110 から射出される照明光の波長域および画像検出ユニット 120 に入射する光学像の波長域を制御するフィルタユニット 140、および各ユニットの制御を行うコントローラ 150 とから構成されている。

【0032】内視鏡挿入部 100 は、内部に先端まで延びるライトガイド 101 およびイメージファイバ 102 を備えている。ライトガイド 101 の先端部、すなわち内視鏡挿入部 100 の先端部には、照明レンズ 103 を備えている。また、イメージファイバ 102 は多成分ガラスファイバであり、その先端部には励起光をカットする励起光カットフィルタ 104 と集光レンズ 105 とを備えている。励起光カットフィルタ 104 は、波長 420 nm 以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。ライトガイド 101 の先端部と反対側の端部はフィルタユニット 140 を介して照明ユニット 110 へ接続されている。イメージファイバ 102 の先端部とは反対側の端部は、フィルタユニット 140 を介して画像検出ユニット 130 へ接続されている。

【0033】照明ユニット 110 は、白色光を射出するキセノンランプからなる白色光源 111、白色光源 111 に電気的に接続されている光源用電源 112、および白色光源 111 から射出される白色光を集光する集光レンズ 113 を備えている。

【0034】画像検出ユニット 120 には、イメージファイバ 102 が接続され、イメージファイバ 102 により伝搬された光学像を結像する結像レンズ 121、結像された光学像を撮像する電荷増倍型の CCD 撮像素子 122、および CCD 撮像素子 122 の動作を制御する CCD コントローラ 123 を備えている。

【0035】図 2 は CCD 撮像素子 122 の構成を示す図である。図 2 に示すように、CCD 撮像素子 122 はフレームトランスファー型の CMD - CCD 撮像素子であり、撮像した光学像を信号電荷へ変換する受光部 21、信号電荷の一時的蓄積および転送を行う蓄積部 22、信号電荷の水平転送を行う水平転送部 23、入力された増倍率制御信号に基づいて信号電荷を増倍する電荷増倍部 24、および信号電荷を信号電圧へ変換し、増幅して出力端子 27 から画像処理ユニット 130 へ出力する出力部 25 を備えている。

【0036】受光部 21 は、光電変換および信号電荷の垂直転送を行う垂直転送 CCD 31 が縦 n 個、横 n' 個並んで構成されている。説明を簡単にするために、図 2 においては縦 3 つ横 4 つの垂直転送 CCD 31 から構成された受光部 21 を記載しているが、実際の CCD 撮像素子 122 は、縦横ともに、数百個の垂直転送 CCD 3

1 が設けられている。

【0037】蓄積部 22 は、薄い金属膜等により光遮蔽され、信号電荷の一時的蓄積および垂直転送を行う垂直転送 CCD 33 から構成されている。水平転送部 23 は、水平転送 CCD 35 から構成されている。

【0038】電荷増倍部 24 は、m 個の電荷増倍セル 36 から構成されている。電荷増倍部 24 に入力された信号電荷は、連続したパルス信号である増倍率制御信号に基づいて、増倍されながら順次転送される。この電荷増倍セル 36 は、強度の電荷領域中で伝電子と原子を衝突させ、イオン化によって生じる電荷増倍効果を用いて、入力された電荷を増倍して出力するものであり、その増倍率は、上記増倍率制御信号の信号特性により変化する。なお、図 2 においては、蓄積部 22、水平転送部 23 および電荷増倍部 24 も、受光部 21 と同様に簡略化されて記載されている。

【0039】出力部 25 は、信号電荷を信号電圧 (出力信号) へ変換する電荷検出部 37 および出力信号を増幅する出力アンプ 38 を備えている。

【0040】CCD コントローラ 123 は、CCD 撮像素子 122 の動作タイミングを制御する動作制御信号および電荷増倍部 24 における増倍率を制御する増倍率制御信号を出力するものである。使用者により設定された所望のピーク値を有する増倍率制御信号を出力することにより、電荷増倍部 24 での電荷増倍率を制御することができる。

【0041】画像処理ユニット 130 は、CCD 撮像素子 122 において得られた電気信号のプロセス処理を行う信号処理回路 131、信号処理回路 131 において得られた画像データをデジタル化する A/D 変換回路 132、反射像 Zr、Zg、Zb から得られた画像データを各色毎に保存する画像メモリ 133、後述するように蛍光像 Ze から得られた広帯域蛍光画像を表す広帯域蛍光画像データと狭帯域蛍光画像を表す狭帯域蛍光画像データとをそれぞれ保存する蛍光画像メモリ 135、反射像 Zs から得られた参照画像データを保存する画像メモリ 136、CCD 撮像素子 122 に光が照射されていない状態の時に、CCD 撮像素子 122 において得られた信号を A/D 変換することにより得られたダークノイズデータを記憶するダークノイズ用メモリ 137、蛍光画像メモリ 135 に記憶された広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データからダークノイズデータを減算してこれらの画像データを補正する補正回路 138、補正回路 138 において補正された広帯域蛍光画像データにより表される広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像データにより表される狭帯域蛍光画像との対応する各画素値の比率を算出して演算値を得、この演算値にその値の大きさに応じた色情報を割り当てて色画像を表す色画像データを生成するとともに、参照画像データにより表される参照画像の各画素値にその値の大きさに応じた輝度情

報を割り当てて輝度画像を表す輝度画像データを生成し、色画像データおよび輝度画像データを合成して蛍光診断画像を表す合成画像データを生成して出力する画像生成回路 139、および画像メモリ 133 から同時化されて出力された 3 色の画像データ、および画像生成回路 139 において生成された合成画像データをビデオ信号に変換して出力するビデオ信号処理回路 134 を備えている。

【0042】なお、画像生成回路 139 は、画像メモリ 136 に記憶された参照画像データにより表される参照画像と、蛍光画像メモリ 135 の広帯域蛍光画像データにより表される広帯域蛍光画像または狭帯域蛍光画像データにより表される狭帯域蛍光画像との対応する各画素値の比率を算出して演算値を得、この演算値にその値の大きさに応じた色情報を割り当てて色画像を表す色画像データを生成するものであってもよい。

【0043】フィルタユニット 140 は、照明ユニット 110 から射出される白色光の波長域を順次変更する回転フィルタ 141 および回転フィルタを回転させるモータ 142 を備える。

【0044】図 3 は回転フィルタ 141 の構成を示す図である。図 3 に示すように、回転フィルタ 141 は、外周域 143 および内周域 144 に分割されており、さらに外周域 143 は、400 nm ~ 900 nm の全波長域の光を透過させる広帯域フィルタ要素 143 a および 430 nm ~ 530 nm の波長域の光を透過させる狭帯域フィルタ要素 143 b からなる。一方、内周域 144 は、R、G、B、750 nm ~ 900 nm の近赤外域 (IR) および 410 nm の励起光の波長域の光を透過させるフィルタ要素 144 a ~ 144 e 並びに光を遮光する遮光要素 144 f からなる。また、外周域 143 にはイメージファイバ 102 により伝搬された光学像が照射され、回転フィルタ 141 が矢印 A 方向に回転すると、光学像は回転に応じて広帯域フィルタ要素 143 a および狭帯域フィルタ要素 143 b を透過し、CCD 撮像素子 122 により検出される。さらに、内周域 144 には照明ユニット 110 から射出された白色光が照射され、回転フィルタ 141 の回転により、R、G、B、近赤外光および励起光がライトガイド 101 を介して生体観察部 9 に照射される。

【0045】なお、回転フィルタ 141 が回転することにより、R、G、B、近赤外光および励起光の生体観察部 9 への照射並びに遮光のサイクルが繰り返される。ここで、生体観察部 9 に R 光 L_r、G 光 L_g、B 光 L_b および近赤外光 (参照光) L_s が照射されている間は、イメージファイバ 102 により伝搬された光学像は広帯域フィルタ要素 143 a を透過し、励起光 L_e が照射されている間は広帯域フィルタ要素 143 a および狭帯域フィルタ要素 143 b をそれぞれ透過する。さらに、遮光されている間は、イメージファイバ 102 には生体観察

部 9 を透過した外光が入射するが、外光は励起光 L_e と同様に広帯域フィルタ要素 143 a および狭帯域フィルタ要素 143 b をそれぞれ透過する。

【0046】以下、第 1 の実施形態による内視鏡装置の作用について説明する。本実施形態による内視鏡装置においては、反射像 Z_r、Z_g、Z_b の撮像、反射像 Z_s の撮像、蛍光像 Z_e の撮像、およびダークノイズの検出が時分割で行われ、反射像 Z_r、Z_g、Z_b に基づいた通常画像 11 および反射像 Z_s および蛍光像 Z_e に基づいた蛍光診断画像 13 がモニタ 200 に表示される。各光学像を時分割で撮像するために、フィルタユニット 140 における回転フィルタ 141 を回転させ、照明ユニット 110 から射出される白色光を、回転フィルタ 141 の内周域を透過させることにより、R 光 L_r、G 光 L_g、B 光 L_b、参照光 L_s および励起光 L_e が順次生体観察部 9 に照射される。

【0047】まず、通常画像 11 を表示する際の動作を説明する。まず、R 光 L_r が生体観察部 9 へ照射され、生体観察部 9 において反射された R 光 L_r による反射像 Z_r は集光レンズ 105 により集光され、励起光カットフィルタ 104 を透過してイメージファイバ 102 の先端に入射し、イメージファイバ 102 を経て回転フィルタ 141 の外周域 143 に入射する。回転フィルタ 141 の外周域 143 は、R 光 L_r、G 光 L_g、および B 光 L_b が生体観察部 9 に照射されている間は、イメージファイバ 102 により伝搬された光学像を広帯域フィルタ要素 143 a を透過させるように構成されているため、反射像 Z_r は広帯域フィルタ要素 143 a を透過して画像検出ユニット 120 に入射する。画像検出ユニット 120 に入射した反射像 Z_r は、結像レンズ 121 を透過して CCD 撮像素子 122 上に結像される。

【0048】CCD 撮像素子 122 においては、受光部 21 の垂直転送 CCD 31 において反射像 Z_r が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。

【0049】所定時間が経過すると、回転フィルタ 141 が回転し、照明ユニット 110 から射出される白色光の光路上にあるフィルタ要素が R 光用のフィルタ要素 144 a から G 光用のフィルタ要素 144 b に切り替わる。このときに、垂直転送 CCD 31 に蓄積された信号電荷は、蓄積部 22 の垂直転送 CCD 33 へ転送される。

【0050】蓄積部 22 の垂直転送 CCD 33 に転送された信号電荷は、並列に垂直転送され、水平転送部 23 の水平転送 CCD 35 に順次送り込まれる。

【0051】水平転送部 23 では、横 1 ラインの画素の信号電荷が入ると、信号電荷は水平方向に転送され、順次電荷増倍部 24 の電荷増倍セル 36 へ転送される。電荷増倍セル 36 において、信号電荷は増倍率制御信号に基づいて増倍されながら順次転送される。最後の電荷増

倍セル 36 から右端に設けられた出力部 25 へ出力された信号電荷は、電荷検出部 37 において信号電圧へ変換され、出力アンプ 38 で増幅されて、出力端子 27 から出力信号として出力される。

【0052】その後、次の横 1 ラインの信号電荷が、蓄積部 22 から水平転送部 23 へ転送される。このような動作を繰り返すことにより、受光部 21 の左下の画素から右方向へ順次信号電荷が読み出され、横 1 ラインの信号電荷が読み出されると、次にその上の横 1 ラインの信号電荷が読み出され、順番に移動して、R 画像を形成する全信号電荷が読み出される。

【0053】なお、上記の蓄積部 22 に蓄積された信号電荷の読み出し動作が行われている間に、G 光 Lg が生体観察部 9 に照射され、ここで反射されてイメージファイバ 102 および回転フィルタ 141 の広帯域フィルタ要素 143a を介して G 光の反射像 Zg として、CCD 撮像素子 122 に受光されている。また、CCD 撮像素子 122 における撮像動作は、CCD コントローラ 123 から入力された動作制御信号に基づいて実行されている。

【0054】CCD 撮像素子 122 より出力された R 画像の出力データは、画像処理ユニット 130 の信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、画像メモリ 133 の R 画像データの記憶領域へ記憶される。

【0055】以後、同様の動作により G 画像データおよび B 画像データが取得され、画像メモリ 133 の G 画像データの記憶領域および B 画像データの記憶領域にそれぞれ記憶される。

【0056】3 色の画像データが画像メモリ 133 に記憶されると、表示タイミングに合わせて同時化されて出力され、ビデオ信号処理回路 134 においてビデオ信号に変換されてモニタ 200 に出力され、カラー画像である通常画像 11 として表示される。

【0057】次に蛍光診断画像 13 を表示する際の動作を説明する。回転フィルタ 141 はコントローラ 150 からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素 144c に続いてフィルタ要素 144d が照明ユニット 110 から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部 9 には近赤外光である参照光 Ls が照射される。

【0058】生体観察部 9 において反射された参照光 Ls の反射像 Zs は、集光レンズ 105 により集光され、励起光カットフィルタ 104 を透過してイメージファイバ 102 の先端に入射し、イメージファイバ 102 を経て回転フィルタ 141 の外周域 143 に入射する。回転フィルタ 141 の外周域 143 は、参照光 Ls が生体観察部 9 に照射されている間は、イメージファイバ 102 により伝搬された光学像を広帯域フィルタ要素 143a を透過させるように構成されているため、反射像 Zs

は、広帯域フィルタ要素 143a を透過して画像検出ユニット 120 に入射する。画像検出ユニット 120 に入射した反射像 Zs は、結像レンズ 121 を透過して CCD 撮像素子 122 上に結像される。

【0059】CCD 撮像素子 122 においては反射像 Zs が受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット 130 に入力される。画像処理ユニット 130 に入力された電気信号は、信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、画像メモリ 136 へ参照画像データとして記憶される。

【0060】次に励起光 Le による蛍光像 Ze を撮像する際の動作を説明する。回転フィルタ 141 はコントローラ 150 からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素 144d に続いてフィルタ要素 144e が照明ユニット 110 から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部 9 には励起光 Le が照射される。

【0061】励起光 Le を照射されることにより生じる生体観察部 9 からの蛍光像 Ze は、集光レンズ 105 により集光され、励起光カットフィルタ 104 を透過してイメージファイバ 102 の先端に入射し、イメージファイバ 102 を経て回転フィルタ 141 の外周域 143 に入射する。回転フィルタ 141 の外周域 143 は、励起光 Le が生体観察部 9 に照射されている間に、イメージファイバ 102 により伝搬された蛍光像 Ze を広帯域フィルタ要素 143a に続いて、狭帯域フィルタ要素 143b を透過させるように構成されているため、蛍光像 Ze は、まず広帯域フィルタ要素 143a を透過して広帯域蛍光像として画像検出ユニット 120 に入射する。画像検出ユニット 120 に入射した広帯域蛍光像は、結像レンズ 121 を透過して CCD 撮像素子 122 上に結像される。

【0062】CCD 撮像素子 122 においては広帯域蛍光像が受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット 130 に入力される。画像処理ユニット 130 に入力された電気信号は、信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、蛍光画像メモリ 135 の広帯域蛍光画像データの記憶領域に記憶される。

【0063】次いで、フィルタ要素 143b を透過した狭帯域蛍光が画像検出ユニット 120 に入射し、上記と同様に処理が行われて狭帯域蛍光画像データが得られ、これが蛍光画像メモリ 135 の狭帯域蛍光画像データの記憶領域に記憶される。

【0064】続いて、ダークノイズデータの取得について説明する。回転フィルタ 141 はコントローラ 150 からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素 144e に続いて遮光要素 144f が照明ユニッ

ト 110 から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部 9 には光が照射されなくなる。

【0065】この際、生体を透過した外光が集光レンズ 105 により集光され、励起光カットフィルタ 104 を透過してイメージファイバ 102 の先端に入射し、イメージファイバ 102 を経て回転フィルタ 141 の外周域 143 に入射する。回転フィルタ 141 の外周域 143 は、外光を検出している間、狭帯域フィルタ要素 143b に続いて広帯域フィルタ要素 143a を透過させるように構成されているため、生体を透過した外光は、広帯域フィルタ要素 143a および狭帯域フィルタ要素 143b を透過して画像検出ユニット 120 に入射し、結像レンズ 121 を透過して CCD 撮像素子 122 上に結像される。

【0066】CCD 撮像素子 122 においては、広帯域および狭帯域フィルタ要素 143a, 143b を透過した外光が受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット 130 に入力される。画像処理ユニット 130 に入力された電気信号は、信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、広帯域ダークレベルデータおよび狭帯域ダークレベルデータとしてダークノイズ用メモリ 137 に記憶される。なお、これらのダークレベルデータは、生体を透過した外光のみならず、CCD 撮像素子 122 のダークノイズをも含むものである。

【0067】ダークノイズ用メモリ 137 に広帯域および狭帯域ダークレベルデータが記憶されると、補正回路 138 において、蛍光画像メモリ 135 に記憶された広帯域および狭帯域蛍光画像データから広帯域および狭帯域ダークレベルデータが減算されて、補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データが得られる。

【0068】補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データが得られると、画像生成回路 139 では、相対応する画素において補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データの信号強度の比率を算出し、その比率に対して色情報を割り当てて色画像データを得、さらに参照画像データの信号強度に輝度情報を割り当てて輝度画像データを得、これらを合成して合成画像データを生成し、ビデオ信号処理回路 134 へ出力する。ビデオ信号処理回路 134 では、合成画像データをビデオ信号に変換しモニタ 200 に出力する。モニタ 200 には、疑似カラー画像である蛍光診断画像 13 が表示される。

【0069】なお、蛍光診断画像 13 は、広帯域蛍光画像データの信号強度と狭帯域蛍光画像データの信号強度の相対的比率の変化に応じて表示色が変化し、参照画像データの信号強度に応じて輝度が変化する疑似カラーで表示されている。正常組織から発せられた蛍光と、病変組織から発せられた蛍光の表示色の差異が明らかになる

ような疑似カラーを設定することにより、例えば正常組織から発せられた蛍光を白色に表示し、病変組織から発せられた蛍光はピンクあるいは他の色として表示できる。このため、観察者は病変組織を容易に認識することができる。また、参照画像データの信号強度に応じて輝度が異なるため、生体観察部 9 の凹凸や、距離感を備えた蛍光診断画像を表示することができる。

【0070】このように、本実施形態においては、電荷増倍機能を有する CCD 撮像素子 122 を備えた内視鏡装置において、互いに波長帯域が異なる蛍光に基づく広帯域および狭帯域の蛍光画像を撮像することができるため、これらの広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像の信号値の比率を求めることにより、観察部の凹凸や距離感を表した蛍光診断画像 13 を得ることができる。したがって、生体観察部 9 の病変状態について、正確な判定を行うことができる。

【0071】ここで、広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像の比率を求める際に、とくに分母となる広帯域蛍光画像の S/N が悪いと、比率が大きく変動してしまい、病変状態の判定の正確性が低下する。一方、電荷増倍型の CCD 撮像素子 122 において得られる広帯域および狭帯域蛍光画像データのノイズは、ダークノイズが支配的となる。このため、CCD 撮像素子 122 において発生するダークノイズおよび生体観察部 9 を透過した外光からなるダークレベルデータを検出し、このダークノイズに基づいて広帯域および狭帯域蛍光画像データを補正することにより、広帯域および狭帯域蛍光画像データに含まれるノイズを減少させて S/N を向上させることができる。したがって、蛍光診断画像 13 をより正確に求めることができ、その結果、生体観察部 9 の病変状態についての判定の正確性を向上させることができる。

【0072】次いで、本発明の第 2 の実施形態について説明する。図 4 は本発明の第 2 の実施形態による撮像装置を適用した内視鏡装置の概略構成図である。なお、第 2 の実施形態において第 1 の実施形態と同一の構成については同一の参照番号を付し、詳細な説明は省略する。第 2 の実施形態による内視鏡装置は、生体観察部 9 に R 光 Lr、G 光 Lg、B 光 Lb、参照光 Ls および励起光 Le を順次照射し、生体観察部 9 において反射された反射光を内視鏡先端に取り付けられた CCD 撮像素子により撮像するようにしたものである。

【0073】このため、第 2 の実施形態においては、先端に電荷増倍型の CCD 撮像素子を備え、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部 210、生体観察部 9 において得られた情報を表す画像データを処理する画像データ処理部 2、および画像データ処理部 2 において処理された画像データを可視画像として表示する第 1 の実施形態と同様のモニタ 200 から構成される。

【0074】内視鏡挿入部 210 は、内部に先端まで延びるライトガイド 211 および CCD ケーブル 212 を

備えている。ライトガイド 211 および CCD ケーブル 212 の先端部、すなわち内視鏡挿入部 210 の先端部には、照明レンズ 213、励起光カットフィルタ 214 および集光レンズ 215 を備えている。CCD ケーブル 212 の先端部には、微少な帯域フィルタ要素がモザイク状に組み合わされたモザイクフィルタ 218 がオンチップされた電荷増倍型の CCD 撮像素子 216 が接続され、CCD 撮像素子 216 にはプリズム 217 が取り付けられている。なお、CCD 撮像素子 216 は第 1 の実施形態において用いられる CCD 撮像素子 122 と同一 10 の構成を有する。

【0075】図 5 はモザイクフィルタ 218 の構成を示す図である。図 5 に示すように、モザイクフィルタ 218 は、400nm ~ 900nm の波長域の全波長域の光を透過させる広帯域フィルタ要素 218a および 430nm ~ 530nm の波長域の光を透過させる狭帯域フィルタ要素 218b が交互に組み合わされ、各帯域フィルタ要素 218a、218b は CCD 撮像素子 216 の画素に一对一で対応している。

【0076】画像データ処理部 2 は、照明光を射出する 20 光源を備えた照明ユニット 220、CCD 撮像素子 216 の動作を制御する CCD コントローラ 219、第 1 の実施形態と同様の画像処理ユニット 130、および各ユニットおよび CCD コントローラ 219 の制御を行う第 1 の実施形態と同様のコントローラ 150 から構成されている。

【0077】照明ユニット 220 は、白色光を射出するキセノンランプからなる白色光源 221、白色光源 221 に電気的に接続されている光源用電源 222、白色光源 221 から射出される白色光を集光する集光レンズ 2 30 23、白色光を R 光、G 光、B 光、参照光および励起光に順次色分解するための回転フィルタ 224、および回転フィルタ 224 を回転させるモータ 225 を備えている。

【0078】図 6 は回転フィルタの構成を示す図である。図 6 に示すように、回転フィルタ 224 は、R、G、B、750nm ~ 900nm の近赤外域 (IR) および 410nm の励起光の波長域の光を透過するフィルタ要素 224a ~ 224e 並びに光を遮光する遮光要素 224f からなる。

【0079】なお、回転フィルタ 224 が回転することにより、R、G、B、近赤外光および励起光の生体観察部 9 への照射並びに遮光のサイクルが繰り返される。ここで、生体観察部 9 に R 光 Lr、G 光 Lg、B 光 Lb および参照光 Ls が照射されている間は、モザイクフィルタ 218 の広帯域フィルタ要素 218a を透過した光学像のみを CCD 撮像素子 216 において検出し、励起光 Le が照射されている間は広帯域フィルタ要素 218a および狭帯域フィルタ要素 218b をそれぞれ透過した蛍光像を CCD 撮像素子 216 において検出する。さら 50

に、遮光されている間は、生体観察部 9 を透過した外光が検出されるが、外光は励起光 Le と同様に広帯域フィルタ要素 218a および狭帯域フィルタ要素 218b をそれぞれ透過したものを CCD 撮像素子 216 において検出する。

【0080】以下、第 2 の実施形態による内視鏡装置の作用について説明する。第 2 の実施形態による内視鏡装置においては、第 1 の実施形態による内視鏡装置と同様に、反射像 Zr、Zg、Zb の撮像、反射像 Zs の撮像、蛍光像 Ze の撮像、およびダークノイズの検出が時分割で行われ、反射像 Zr、Zg、Zb に基づいた通常画像 11 並びに反射像 Zs および蛍光像 Ze に基づいた蛍光診断画像 13 がモニタ 200 に表示される。各光学像を時分割で撮像するために、照明ユニット 220 における回転フィルタ 224 を回転させ、白色光源 221 から射出される白色光を、回転フィルタ 224 を透過させることにより、R 光 Lr、G 光 Lg、B 光 Lb、参照光 Ls および励起光 Le が順次生体観察部 9 に照射される。

【0081】まず、通常画像 11 を表示する際の動作を説明する。まず、R 光 Lr が生体観察部 9 へ照射され、生体観察部 9 において反射された R 光 Lr による反射像 Zr は集光レンズ 215 により集光され、励起光カットフィルタ 214 を透過してプリズム 217 により反射され、モザイクフィルタ 218 の広帯域フィルタ要素 218a を透過して CCD 撮像素子 216 上に結像される。

【0082】CCD 撮像素子 216 においては反射像 Zr が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。

【0083】所定時間が経過すると、回転フィルタ 224 が回転して白色光源 221 から射出される白色光の光路上にあるフィルタ要素が R 光用のフィルタ要素 224a から G 光用のフィルタ要素 224b に切り替わる。このときに、信号電荷の読み出しが行われる。なお、上記の蓄積部 22 に蓄積された信号電荷の読み出し動作が行われている間に、G 光 Lg が生体観察部 9 に照射され、ここで反射されて G 光の反射像 Zg として CCD 撮像素子 216 に受光されている。また、CCD 撮像素子 216 における撮像動作は、CCD コントローラ 219 から 40 入力された動作制御信号に基づいて実行されている。

【0084】CCD 撮像素子 216 より出力された R 画像の出力データは、画像処理ユニット 130 の信号処理回路 131 においてプロセス処理が施されて A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換され、画像メモリ 133 の R 画像データの記憶領域へ記憶される。

【0085】以後、同様な動作により G 画像データおよび B 画像データが取得され、画像メモリ 133 の G 画像データの記憶領域および B 画像データの記憶領域にそれぞれ記憶される。

【0086】3 色の画像データが画像メモリ 133 に記

憶されると、表示タイミングに合わせて同時化されて出力され、ビデオ信号処理回路134においてビデオ信号に変換されてモニタ200に出力され、カラー画像である通常画像11として表示される。

【0087】次に蛍光診断画像13を表示する際の動作を説明する。回転フィルタ224はコントローラ150からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素224cに続いてフィルタ要素224dが白色光源221から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部9には近赤外光である参照光Ls 10

が照射される。
【0088】生体観察部9において反射された参照光Lsの反射像Zsは、集光レンズ215により集光され、励起光カットフィルタ214を透過してプリズム217により反射され、モザイクフィルタ218の広帯域フィルタ要素218aを透過してCCD撮像素子216上に結像される。

【0089】CCD撮像素子216においては反射像Zsが受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット130に入力される。20
画像処理ユニット130に入力された電気信号は、信号処理回路131においてプロセス処理が施されてA/D変換回路132においてデジタル信号に変換され、画像メモリ136へ参照画像データとして記憶される。

【0090】次に励起光Leによる蛍光像Zeを撮像する際の動作を説明する。回転フィルタ224はコントローラ150からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素224dに続いてフィルタ要素224eが白色光源221から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部9には励起光Leが照 30

射される。
【0091】励起光Leを照射されることにより生じる生体観察部9からの蛍光像Zeは、集光レンズ215により集光され、励起光カットフィルタ214を透過してプリズム217により反射され、モザイクフィルタ218の広帯域フィルタ要素218aおよび狭帯域フィルタ要素218bをそれぞれ透過してCCD撮像素子216上に結像される。

【0092】CCD撮像素子216においては蛍光像Zeが受光され、広帯域フィルタ要素218aおよび狭帯 40
域フィルタ要素218bにそれぞれ対応する画素毎に光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット130に入力される。画像処理ユニット130に入力された電気信号は、信号処理回路131においてプロセス処理が施されてA/D変換回路132においてデジタル信号に変換され、蛍光画像メモリ135へ広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データとして記憶される。

【0093】続いて、ダークノイズデータの取得について説明する。回転フィルタ224はコントローラ150 50

からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素224eに続いて遮光要素224fが白色光源221から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部9には光が照射されなくなる。

【0094】この際、生体を透過した外光が集光レンズ215により集光され、励起光カットフィルタ214を透過してプリズム217により反射され、モザイクフィルタ218の広帯域フィルタ要素218aおよび狭帯域フィルタ要素218bをそれぞれ透過してCCD撮像素子216上に結像される。

【0095】CCD撮像素子216においては、広帯域および狭帯域フィルタ要素218a, 218bをそれぞれ透過した外光が受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット130に入力される。画像処理ユニット130に入力された電気信号は、信号処理回路131においてプロセス処理が施されてA/D変換回路132においてデジタル信号に変換され、ダークノイズ用メモリ137へ広帯域ダークレベルデータおよび狭帯域ダークレベルデータとして記憶される。なお、これらのダークレベルデータは、生体を透過した外光のみならず、CCD撮像素子216のダークノイズをも含むものである。

【0096】ダークノイズ用メモリ137に広帯域および狭帯域ダークレベルデータが記憶されると、補正回路138において、蛍光画像メモリ135に記憶された広帯域および狭帯域蛍光画像データから広帯域および狭帯域ダークレベルデータが減算されて、補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データが得られる。

【0097】補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データが得られると、画像生成回路139では、相対対応する画素において補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データの信号強度の比率を算出し、その比率に対して色情報を割り当てて色画像データを得、さらに参照画像データの信号強度に輝度情報を割り当てて輝度画像データを得、これらを合成して合成画像データを生成し、ビデオ信号処理回路134へ出力する。ビデオ信号処理回路134では、合成画像データをビデオ信号に変換しモニタ200に出力する。モニタ200には、疑似カラー画像である蛍光診断画像13が表示される。

【0098】次いで、本発明の第3の実施形態について説明する。図7は本発明の第3の実施形態による撮像装置を適用した内視鏡装置の概略構成図である。なお、第3の実施形態において第2の実施形態と同一の構成については同一の参照番号を付し、詳細な説明は省略する。第3の実施形態による内視鏡装置は、第2の実施形態における回転フィルタ224を用いた照明ユニット220に代えて、R光Lr、G光Lg、B光Lb、参照光Lsおよび励起光Leをそれぞれ射出する光源231a~231eを備えた照明ユニット230を備え、各光源23

1 a ~ 2 3 1 e の点灯サイクルをコントローラ 1 5 0 に
より制御するようにしたものである。なお、各光源 2 3
1 a ~ 2 3 1 e には射出された光を集光する集光レンズ
2 3 2 a ~ 2 3 2 e がそれぞれ設けられている。

【0099】コントローラ 1 5 0 は、光源 2 3 1 a , 2
3 1 b , 2 3 1 c , 2 3 1 d , 2 3 1 e を所定時間この
順序により点灯し、各光源 2 3 1 a ~ 2 3 1 e を点灯し
ている時間と同様の時間消灯するサイクルを繰り返すよ
うに、光源 2 3 1 a ~ 2 3 1 e の点灯を制御する。

【0100】このように、照明ユニット 2 3 0 の各光源 2
3 1 a ~ 2 3 1 e の点灯サイクルを制御することによ
り、第 2 の実施形態と同様に、R 光 L r、G 光 L g、B
光 L b、参照光 L s、励起光 L e の生体観察部 9 への照
射および遮光のサイクルが繰り返される。したがって、
第 2 の実施形態と同様に、生体観察部 9 における反射像
Z r、Z g、Z b、Z s および蛍光像 Z e を CCD 撮像
素子 2 1 6 において撮像することにより、通常画像 1 1
および蛍光診断画像 1 3 をモニタ 2 0 0 に表示すること
ができる。

【0101】次いで、本発明の第 4 の実施形態について 20
説明する。図 8 は本発明の第 4 の実施形態による撮像装
置を適用した内視鏡装置の概略構成図である。なお、第
4 の実施形態において第 1 および第 2 の実施形態と同一
の構成については同一の参照番号を付し、詳細な説明は
省略する。図 8 に示すように、本発明の第 4 の実施形態
による内視鏡装置は、第 1 の実施形態と同様の内視鏡挿
入部 1 0 0、生体観察部 9 において得られた情報を表す
画像データを処理する画像データ処理部 3、および画像
データ処理部 3 において処理された画像データを可視画
像として表示する第 1 の実施形態と同様のモニタ 2 0 0 30
から構成される。

【0102】画像データ処理部 3 は、第 2 の実施形態と
同様の照明ユニット 2 2 0、R 光 L r、G 光 L g および
B 光 L b の照射により生体観察部 9 から発生した反射像
Z r、Z g、Z b と、励起光 L e の照射により生体観察
部 9 から発生した蛍光像 Z e と、参照光 L s の照射によ
り生体観察部 9 から発生した反射像 Z s とを撮像し、デ
ジタル値に変換して画像データとして出力する画像検出
ユニット 2 4 0、第 1 の実施形態と同様の画像処理ユニ
ット 1 3 0、および各ユニットの制御を行う第 1 の実施 40
形態と同様のコントローラ 1 5 0 から構成されている。

【0103】画像検出ユニット 2 4 0 にはイメージファ
イバ 1 0 2 が接続され、イメージファイバ 1 0 2 により
伝搬された光学像を結像するコリメートレンズ 2 4 1、
コリメートレンズ 2 4 1 を透過した光学像の光量の 5 0
%を透過し、50%を図示上方向に反射するハーフミラ
ー 2 4 2、ハーフミラー 2 4 2 において反射された光学
像を集光する集光レンズ 2 4 3、集光レンズ 2 4 3 を透
過した光学像から 4 3 0 nm ~ 5 3 0 nm の波長を取り
出す狭帯域フィルタ 2 4 4、狭帯域フィルタ 2 4 4 を透 50

過した光学像を撮像する電荷増倍型の CCD 撮像素子 2
4 5、ハーフミラー 2 4 2 を透過した光学像を集光する
集光レンズ 2 4 6、集光レンズ 2 4 6 を透過した光学像
から 4 0 0 nm ~ 9 0 0 nm の全波長域の光を透過させ
る広帯域フィルタ 2 4 7、広帯域フィルタ 2 4 7 を透過
した光学像を撮像する電荷増倍型の CCD 撮像素子 2 4
8、および CCD 撮像素子 2 4 5、2 4 8 の動作を制御
する CCD コントローラ 2 4 9 を備えている。なお、C
CD 撮像素子 2 4 5、2 4 8 は第 1 の実施形態において
用いられる CCD 撮像素子 1 2 2 と同一の構成を有す
る。

【0104】以下、第 4 の実施形態による内視鏡装置の
作用について説明する。第 4 の実施形態による内視鏡装
置においては、第 1 の実施形態による内視鏡装置と同様
に、反射像 Z r、Z g、Z b の撮像、反射像 Z s の撮
像、蛍光像 Z e の撮像、およびダークノイズの検出が時
分割で行われ、反射像 Z r、Z g、Z b に基づいた通常
画像 1 1 並びに反射像 Z s および蛍光像 Z e に基づいた
蛍光診断画像 1 3 がモニタ 2 0 0 に表示される。各像を
時分割で撮像するために、照明ユニット 2 2 0 における
回転フィルタ 2 2 4 を回転させ、白色光源 2 2 1 から射
出される白色光を、回転フィルタ 2 2 4 を透過させるこ
とにより、R 光 L r、G 光 L g、B 光 L b、参照光 L s
および励起光 L e が順次生体観察部 9 に照射される。

【0105】まず通常画像 1 1 を表示する際の動作を説
明する。まず、R 光 L r が生体観察部 9 へ照射され、生
体観察部 9 で反射された R 光 L r による反射像 Z r は集
光レンズ 1 0 5 により集光され、励起光カットフィルタ
1 0 4 を透過してイメージファイバ 1 0 2 の先端に入射
し、イメージファイバ 1 0 2 を経て画像検出ユニット 2
4 0 に入射する。

【0106】画像検出ユニット 2 4 0 に入射した反射像
Z r は、コリメートレンズ 2 4 1、ハーフミラー 2 4 2
および集光レンズ 2 4 6 を透過し、さらに広帯域フィル
タ 2 4 7 を透過して CCD 撮像素子 2 4 8 上に結像され
る。なお、この際、ハーフミラー 2 4 2 において反射さ
れた反射像 Z r は、CCD 撮像素子 2 4 5 にも結像され
るが、反射像 Z r、Z g、Z b、Z s の撮像中は、CC
D 撮像素子 2 4 5 からの信号の読み出しは行われない。

【0107】CCD 撮像素子 2 4 8 においては反射像 Z
r が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信
号に変換される。

【0108】所定時間が経過すると回転フィルタ 2 2 4
が回転し、白色光源 2 2 1 から射出される白色光の光路
上にあるフィルタ要素が R 光用のフィルタ要素 2 2 4 a
から G 光用のフィルタ要素 2 2 4 b に切り替わる。この
ときに、信号電荷の読み出しが行われる。なお、信号電
荷の読み出し動作が行われている間に、G 光 L g が生体
観察部 9 に照射され、ここで反射されて G 光の反射像 Z
g として、CCD 撮像素子 2 4 8 に受光されている。ま

た、CCD撮像素子248における撮像動作は、CCDコントローラ249から入力された動作制御信号に基づいて実行されている。

【0109】CCD撮像素子248より出力されたR画像の出力データは、画像処理ユニット130の信号処理回路131においてプロセス処理が施されてA/D変換回路132においてデジタル信号に変換され、画像メモリ133のR画像データの記憶領域へ記憶される。

【0110】以後、同様な動作によりG画像データおよびB画像データが取得され、それぞれ、画像メモリ133のG画像データの記憶領域およびB画像データの記憶領域へ記憶される。

【0111】3色の画像データが画像メモリ133に記憶されると、表示タイミングに合わせて同時化されて出力され、ビデオ信号処理回路134においてビデオ信号に変換されてモニタ200に出力され、カラー画像である通常画像11として表示される。

【0112】次に蛍光診断画像13を表示する際の動作を説明する。回転フィルタ224はコントローラ150からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素224cに続いてフィルタ要素224dが白色光源221から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部9には近赤外光である参照光Lsが照射される。

【0113】生体観察部9において反射された参照光Lsの反射像Zsは、集光レンズ105により集光され、励起光カットフィルタ104を透過してイメージファイバ102の先端に入射し、反射像Zr、Zg、Zbと同様に画像検出ユニット240に入射してCCD撮像素子248上に結像される。

【0114】CCD撮像素子248においては反射像Zsが受光され、光電変換されて電気信号に変換され、上記と同様にして画像処理ユニット130に入力される。画像処理ユニット130に入力された電気信号は、信号処理回路131においてプロセス処理が施されてA/D変換回路132においてデジタル信号に変換され、画像メモリ133へ参照画像データとして記憶される。

【0115】次に励起光Leによる蛍光像Zeを撮像する際の動作を説明する。回転フィルタ224はコントローラ150からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素224dに続いてフィルタ要素224eが白色光源221から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部9には励起光Leが照射される。

【0116】励起光Leを照射されることにより生じる生体観察部9からの蛍光像Zeは、集光レンズ105により集光され、励起光カットフィルタ104を透過してイメージファイバ102の先端に入射し、イメージファイバ102を経て画像検出ユニット240に入射する。

【0117】画像検出ユニット120に入射した反射像

Zrはコリメートレンズ241を透過し、その一部がハーフミラー242を透過し、さらに集光レンズ246および広帯域フィルタ247を透過してCCD撮像素子248上に結像される。一方、ハーフミラー242において反射された反射像Zrは、集光レンズ243および狭帯域フィルタ244を透過してCCD撮像素子245上にも結像される。

【0118】CCD撮像素子248では広帯域の蛍光像Zeが受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。また、CCD撮像素子245では狭帯域の蛍光像Zeが受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。

【0119】CCD撮像素子245、248から出力された狭帯域蛍光画像および広帯域蛍光画像の出力データは画像処理ユニット130に入力される。画像処理ユニット130に入力された電気信号は、信号処理回路131においてプロセス処理が施されてA/D変換回路132でデジタル信号に変換され、蛍光画像メモリ135へ広帯域蛍光画像データおよび狭帯域蛍光画像データとして記憶される。

【0120】続いて、ダークノイズデータの取得について説明する。回転フィルタ224はコントローラ150からの信号に基づいて引き続き回転されており、フィルタ要素224eに続いて遮光要素224fが白色光源221から射出される白色光の光路上に位置する。これにより、生体観察部9には光が照射されなくなる。

【0121】この際、生体を透過した外光が集光レンズ105により集光され、励起光カットフィルタ104を透過してイメージファイバ102の先端に入射し、イメージファイバ102を経て画像検出ユニット240に入射する。画像検出ユニット120に入射した外光はコリメートレンズ241を透過し、その一部がハーフミラー242を透過し、さらに集光レンズ246および広帯域フィルタ247を透過してCCD撮像素子248上に結像される。一方、ハーフミラー242において反射された外光は、集光レンズ243および狭帯域フィルタ244を透過してCCD撮像素子245上にも結像される。

【0122】CCD撮像素子248では広帯域の外光が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。また、CCD撮像素子245では狭帯域の外光が受光され、光電変換されて光の強弱に応じた電気信号に変換される。

【0123】CCD撮像素子245、248から出力された狭帯域および広帯域の外光の出力データは画像処理ユニット130に入力される。画像処理ユニット130に入力された電気信号は、信号処理回路131においてプロセス処理が施されてA/D変換回路132においてデジタル信号に変換され、ダークノイズ用メモリ137へ広帯域ダークレベルデータおよび狭帯域ダークレベルデータとして記憶される。なお、これらのダークレベル

データは、生体を透過した外光のみならず、CCD撮像素子245、248のダークノイズをも含むものである。

【0124】ダークノイズ用メモリ137に広帯域および狭帯域ダークレベルデータが記憶されると、補正回路138において、蛍光画像メモリ135に記憶された広帯域および狭帯域蛍光画像データから広帯域および狭帯域ダークレベルデータが減算されて、補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データが得られる。

【0125】補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データが得られると、画像生成回路139では、相対応する画素において補正広帯域蛍光画像データおよび補正狭帯域蛍光画像データの信号強度の比率を算出し、その比率に対して色情報を割り当てて色画像データを得、さらに参照画像データの信号強度に輝度情報を割り当てて輝度画像データを得、これらを合成して合成画像データを生成し、ビデオ信号処理回路134へ出力する。ビデオ信号処理回路134では、合成画像データをビデオ信号に変換しモニタ200に出力する。モニタ200には、疑似カラー画像である蛍光診断画像13が

表示される。

【0126】なお、上記第4の実施形態においては、第2の実施形態と同様の照明ユニット220を用いているが、第3の実施形態と同様の照明ユニット230を用いてもよい。

【0127】また、上記第4の実施形態においては、イメージファイバ102により伝搬された光学像を画像データ処理部3の画像検出ユニット240において処理しているが、内視鏡挿入部100における励起光カットフィルタ104の後段に画像検出ユニット240に相当する画像検出ユニットを設け、受光した光学像を画像検出ユニットにより電気信号に変換した後に、この電気信号を内視鏡挿入部100から画像データ処理部3の画像処理ユニット130に送信するようにしてもよい。これに*

*より、イメージファイバ102を介することなく、光学像を検出することができるため、得られる画像の解像度を向上させることができ、またイメージファイバ102による光学像の光量の損失をも防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態による撮像装置を適用した内視鏡装置の概略構成図

【図2】CCD撮像素子の構成を示す図

【図3】第1の実施形態における回転フィルタの構成を示す図

【図4】本発明の第2の実施形態による撮像装置を適用した内視鏡装置の概略構成図

【図5】モザイクフィルタの構成を示す図

【図6】第2の実施形態における回転フィルタの構成を示す図

【図7】本発明の第3の実施形態による撮像装置を適用した内視鏡装置の概略構成図

【図8】本発明の第4の実施形態による撮像装置を適用した内視鏡装置の概略構成図

【符号の説明】

1, 2, 3 画像データ処理部

9 生体観察部

11 通常画像

13 蛍光診断画像

100, 210 内視鏡挿入部

110, 220, 230 照明ユニット

120, 240 画像検出ユニット

130 画像処理ユニット

140 フィルタユニット

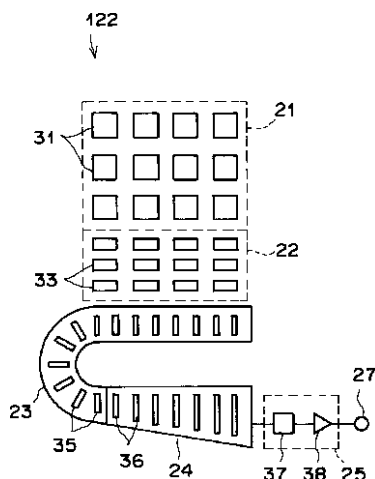
150 コントローラ

122, 216, 245, 248 CCD撮像素子

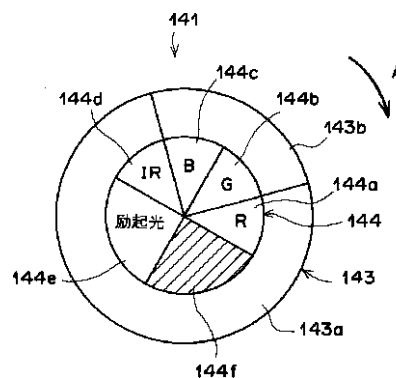
141, 224 回転フィルタ

218 モザイクフィルタ

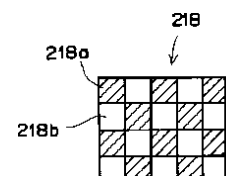
【図2】



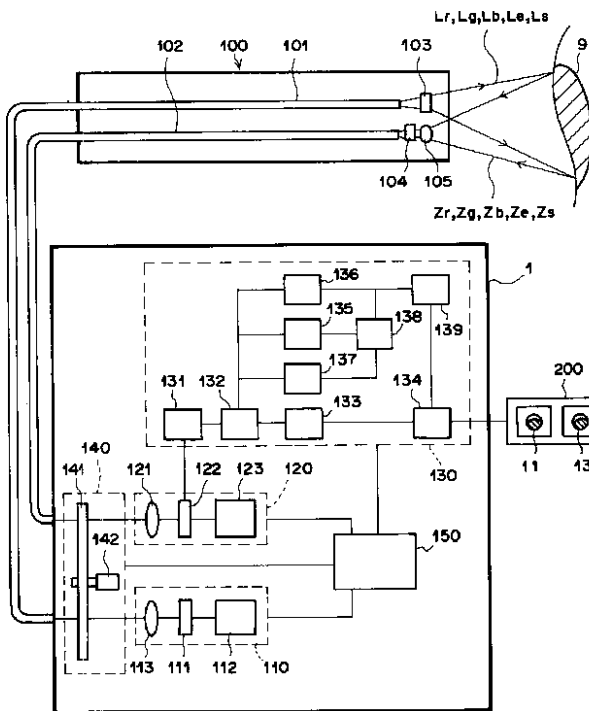
【図3】



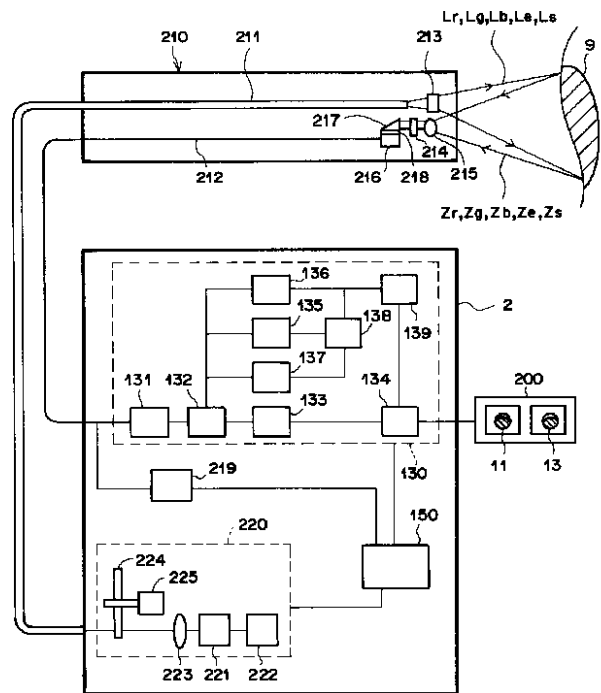
【図5】



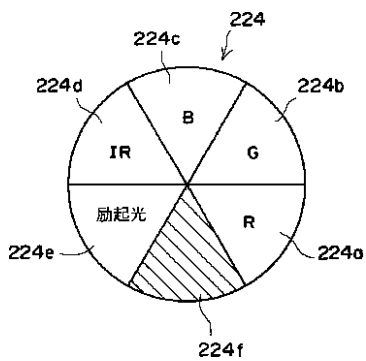
【図1】



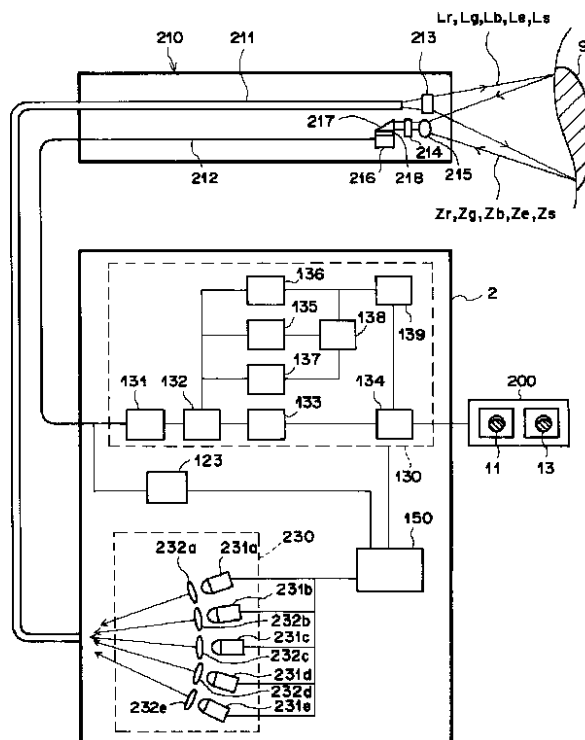
【図4】



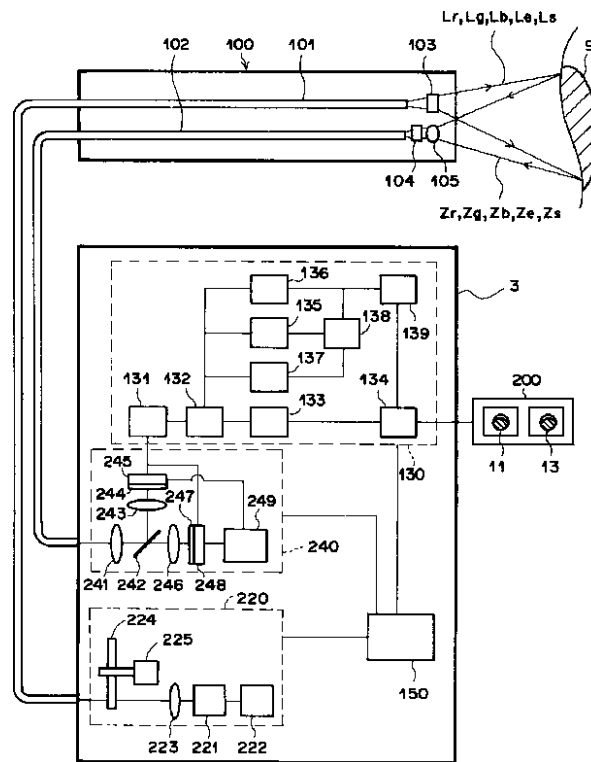
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01
 FA06 GA04 GB18 HA01 HA05
 JA03 KA05 LA03 MA04
 4C061 BB08 LL01 PP01 RR04 RR18
 SS18

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	JP2002345733A	公开(公告)日	2002-12-03
申请号	JP2001160013	申请日	2001-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	辻田和宏 中島幸彦		
发明人	辻田 和宏 中島 幸彦		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/04.531 A61B1/045.611 A61B1/06.611 A61B1/07.734		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/GA04 2G043/GB18 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA03 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/MA04 4C061/BB08 4C061/LL01 4C061/PP01 4C061/RR04 4C061/RR18 4C061/SS18 4C161/BB08 4C161/LL01 4C161/PP01 4C161/RR04 4C161/RR18 4C161/SS18		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用电荷倍增型固态图像拾取装置的图像拾取设备准确地确定成像区域的病变状态。 SOLUTION：包含激发光 L_e 的照明光被施加到生物观察部分9，包含荧光图像 Z_e 的反射光被电荷倍增型CCD图像传感器122检测到。此时，通过CCD图像拾取装置122通过旋转滤光器141将荧光图像 Z_e 检测为宽带和窄带荧光图像 Z_e ，从而在图像处理单元130中获得宽带荧光图像数据和窄带荧光图像数据。基于宽带荧光图像数据和窄带荧光图像数据获得荧光诊断图像13，并将其显示在监视器200上。

