

(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2003 - 79567

(P2003 - 79567A)

(43)公開日 平成15年3月18日(2003.3.18)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 2 H 0 4 0
1/04	372	1/04	372 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 5 B 0 4 7
G 0 6 T 1/00	400	G 0 6 T 1/00	B 5 C 0 2 2
	420	420 G	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001 - 274983(P2001 - 274983)

(22)出願日 平成13年9月11日(2001.9.11)

(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 袴田 和男

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

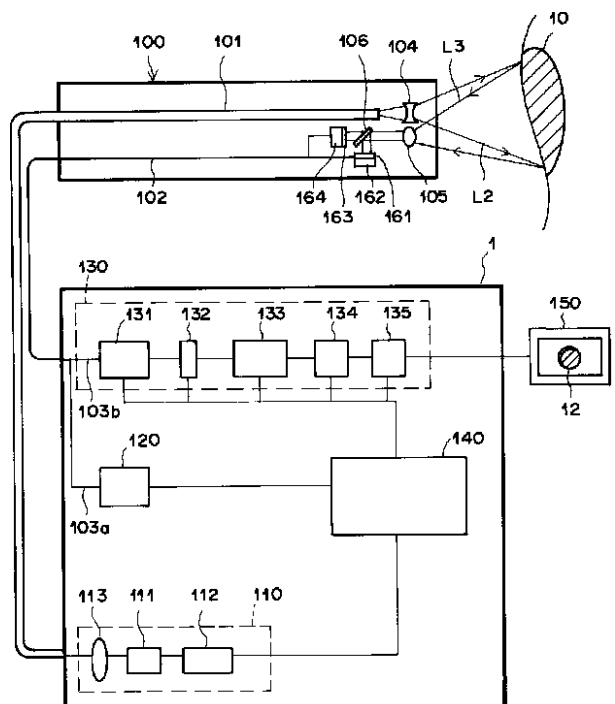
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 撮像装置

(57)【要約】

【課題】 複数の固体撮像素子に再輻射光を反射させて結像させる場合に、簡易に鏡像関係を解消できるようにする。

【解決手段】 励起光 L 2 を生体観察部 1 0 に照射し、生体観察部 1 0 から発せられる蛍光 L 3 をハーフミラー 1 0 6 により分光して、C C D 撮像素子 1 6 2 , 1 6 4 においてそれぞれ検出する。C C D 撮像素子 1 6 2 に結像する蛍光 L 3 と、C C D 撮像素子 1 6 4 に結像する蛍光 L 3 とは鏡像関係にあるが、C C D 撮像素子 1 6 2 を鏡像 C C D 撮像素子としているため、C C D 撮像素子 1 6 2 , 1 6 4 において取得される画像データにより表される画像は、鏡像関係が生じていないものとなる。したがって、画像データに対して鏡像関係を解消するための画像処理を施す必要がなくなり、これにより撮像から蛍光診断画像 1 2 の表示までのレスポンスを早くして、撮像中の画像と表示される画像とのタイムラグを少なくすることができる。



【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、波長帯域が互いに異なる複数の再輻射光に基づく光学像をそれぞれ撮像して出力データを取得する複数の固体撮像手段と、前記複数の再輻射光のうち少なくとも 1 つの再輻射光を反射させて、前記複数の再輻射光を前記複数の固体撮像手段にそれぞれ結像する結像光学手段とを備えた撮像装置において、前記複数の固体撮像手段のうち、反射回数が奇数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段が、反射回数が偶数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段において得られる画像の鏡像画像が得られる鏡像固体撮像手段であることを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】 前記複数の再輻射光は、前記観察部から発せられた波長帯域が互いに異なる複数の蛍光であることを特徴とする請求項 1 記載の撮像装置。

【請求項 3】 前記照明光として参照光を含み、前記複数の再輻射光の 1 つが前記参照光の反射光であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の撮像装置。

【請求項 4】 前記光照射手段、前記固体撮像手段および前記結像光学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 3 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するものである。

【0002】

【従来の技術】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るため、医療の発展に大きく貢献している。

【0003】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。

【0004】このような蛍光画像を表示するための蛍光診断画像表示装置は基本的に、励起光を生体観察部に対して照射する励起光照射手段と、生体組織が発する蛍光を撮像して蛍光画像を取得する固体撮像手段と、蛍光を

固体撮像手段に結像する結像光学手段と、この固体撮像手段の出力を受けて上記蛍光画像を表示する表示手段とからなるものであり、多くの場合、体腔内部に挿入される内視鏡や、コルポスコプあるいは手術用顕微鏡等に組み込まれた形に構成される。

【0005】ここで、生体組織には凹凸があるため、生体組織に照射される励起光の強度は均一ではない。また、生体組織から発せられる蛍光強度は励起光強度に略比例するが、励起光強度は距離の 2 乗に反比例して低下する。このため、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、励起光による蛍光の強度の情報だけでは生体組織の組織性状を正確に識別することができない。このような不具合を低減するために、異なる波長帯域（480nm 付近の狭帯域と 430nm 近傍から 730nm 近傍の広帯域）の蛍光画像における 2 種類の蛍光強度の比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を蛍光診断画像として表示する方法、すなわち、生体の組織性状を反映した蛍光スペクトルの形状の違いに基づいた画像の表示方法や、種々の生体組織に対して一様な吸収を受ける近赤外光を参照光として生体組織に照射し、この参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射光の強度を検出して蛍光強度との比率を除算により求め、その除算値に基づく演算画像を蛍光診断画像として表示する方法、すなわち、蛍光収率を反映した値を求めて画像を表示する方法等が提案されている。

【0006】また、異なる波長帯域の蛍光強度の除算値に色の情報を割り当てて蛍光診断画像を生成し、蛍光診断画像における色の違いにより生体組織の病変状態を表す方法や、その色の違いにより生体組織の病変状態を示す色画像と、参照光の照射による反射光の強度に明度の情報を割り当てることにより得られた明度画像とを合成することにより、生体組織の形状も画像に反映させた凹凸感のある蛍光診断画像を表示する方法も提案されている。

【0007】このような波長帯域が異なる蛍光や、参照光の反射光から画像を得るためには、複数の固体撮像手段が用いられ、各固体撮像手段において波長帯域が異なる蛍光や参照光の反射光を検出し、蛍光画像や参照光反射画像を得ることにより、上述した蛍光診断画像を得ることができる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】ところで、複数の固体撮像手段を用いた場合、結像光学手段としてダイクロイックミラーやミラーを使用し、生体組織において生じる蛍光や参照光反射光（以下再輻射光とする）をダイクロイックミラーやミラーにより反射させて固体撮像手段に結像させることにより、再輻射光の光路長がむやみに長くなることを防止して撮像装置の小型化を図ることができる。ここで、反射回数が奇数回の再輻射光を撮像する

ことにより得られる画像は、反射回数が偶数回の再輻射光を撮像することにより得られる画像の鏡像となることから、再輻射光の反射回数が偶数または奇数に統一されていないと、固体撮像手段において得られる再輻射光に基づく画像間に鏡像関係が発生する。このため、再輻射光の反射回数を偶数または奇数に統一させればよいが、反射回数を偶数または奇数に統一させると、結像光学手段の構成部品が増加し、装置の大型化さらには高コスト化を引き起こすおそれがある。一方、撮像した画像が鏡像となる固体撮像手段において取得された出力データに

【0009】本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、再輻射光を反射させて複数の固体撮像素子に結像させる場合に、簡易に鏡像関係を解消できる撮像装置を提供することを目的とするものである。

【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、波長帯域が互いに異なる複数の再輻射光に基づく光学像をそれぞれ撮像して出力データを取得する複数の固体撮像手段と、前記複数の再輻射光のうち少なくとも1つの再輻射光を反射させて、前記複数の再輻射光を前記複数の固体撮像手段にそれぞれ結像する結像光学手段とを備えた撮像装置において、前記複数の固体撮像手段のうち、反射回数が奇数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段が、反射回数が偶数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段において得られる画像の鏡像画像が得られる鏡像固体撮像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、400nm～420nm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、あるいは近赤外光からなる参照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画像を撮像するものとすることができる。

【0016】「波長帯域が互いに異なる複数の再輻射光に基づく光学像を撮像する」とは、照明光の照射により観察部から発せられた再輻射光から、フィルタ、プリズムあるいはダイクロイックミラー等からなる結像光学手段を用いて、互いに異なる波長帯域の再輻射光を取り出し、それらの再輻射光に基づいた光学像を撮像することを意味する。例えば、再輻射光として480nm付近の波長帯域の蛍光と、400nm～750nmの波長帯域の蛍光とを用いる場合、480nm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、400nm～750nm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】ここで、固体撮像手段においては、各画素からの信号の読み出しは、主走査方向への読み出しと副走査方向への読み出しとを繰り返すことにより行われる。鏡像固体撮像手段は、主走査の読み出し方向が通常の固体撮像手段とは逆になっており、その結果、得られる画像が通常の固体撮像手段において得られる画像を、固体撮像手段の副走査方向に延在する軸を対称軸として反転させた鏡像画像となっているものである。

【0018】なお、本発明においては、反射回数が奇数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段を鏡像固体撮像手段とした場合、反射回数が偶数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段を通常の固体撮像手段とする必要があるが、鏡像固体撮像手段から見れば、通常の固体撮像手段は鏡像固体撮像手段である。したがって、反射回数が奇数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段を鏡像固体撮像手段とし、反射回数が偶数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段を通常の固体撮像手段とした場合も、本発明の範囲に含まれるものである。

【0019】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、前記固体撮像手段および前記結像光学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。

【0020】

【発明の効果】本発明によれば、励起光を含む照明光が観察部に照射され、これにより観察部から発せられた蛍光を含む、波長帯域が互いに異なる複数の再輻射光が得られ、これら複数の再輻射光が結像光学手段を経て、複数の固体撮像手段にそれぞれ結像される。ここで、複数の固体撮像手段のうち、反射回数が奇数回の再輻射光を

撮像する固体撮像手段が、反射回数が偶数回の再輻射光を撮像する固体撮像手段において得られる画像の鏡像画像が得られる鏡像固体撮像手段であるため、複数の固体撮像手段から出力される出力データにより表される画像は、鏡像関係が生じていないものとなる。したがって、出力データに対して鏡像関係を解消するための画像処理を施す必要がなくなり、これにより撮像から画像の表示までのレスポンスを早くして、撮像中の画像と表示される画像とのタイムラグを少なくすることができる。また、複数の再輻射光の反射回数を偶数または奇数に統一

【0021】また、光照射手段、固体撮像手段および結像光学手段の一部または全部が、生体内部に挿入される挿入部を有する内視鏡の形態とした場合には、蛍光内視鏡装置として有効に利用することができる。

【0022】

【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蛍光内視鏡装置の概略構成図である。図1に示すようにこの蛍光内視鏡装置は、生体観察部10に励起光L2を照射し、生体観察部10から発せられた蛍光L3を、内視鏡先端に取り付けられたCCD撮像素子で撮像し、蛍光画像を所定波長帯域の信号強度の相対的比率に応じた疑似カラー画像として、モニタ上に表示するものであり、先端にCCD撮像素子を備え、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部100および画像処理部1からなる。

【0023】画像処理部1は、蛍光画像撮像用の励起光L2を発する光源を備える照明ユニット110、CCD撮像素子の動作を制御するCCDドライバ120、蛍光画像を所定波長帯域の信号強度の相対的比率に応じた疑似カラー画像として表示するための画像処理を行う画像処理ユニット130、動作タイミングの制御を行うコントローラ140、および蛍光診断画像（蛍光画像に基づいた疑似カラー画像）12を表示するモニタ150から構成されている。

【0024】内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるライトガイド101およびCCDケーブル102を備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、すなわち内視鏡挿入部100の先端部には、照明レンズ104および対物レンズ105が配設されている。CCDケーブル102の先端部には、フィルタ161がオンチップされたCCD撮像素子162およびフィルタ163がオンチップされたCCD撮像素子164が接続されている。また、対物レンズ105を透過した蛍光L3をCCD撮像素子162および164に結像させるために、蛍光L3を分光するハーフミラー106が配設されている。

【0025】なお、CCD撮像素子162に結像される蛍光L3はハーフミラー106により1回反射されているのに対し、CCD撮像素子164に結像される蛍光L3は1回も反射されていない。このため、CCD撮像素子162に結像される蛍光L3により表される蛍光画像と、CCD撮像素子164に結像される蛍光L3により表される蛍光画像とは鏡像の関係にある。したがって、第1の実施形態においては、CCD撮像素子162を鏡像CCD撮像素子とし、CCD撮像素子162において得られる画像データにより表される蛍光画像と、CCD撮像素子164において得られる画像データにより表される蛍光画像とが鏡像の関係とはならないようにしている。

【0026】ここで、CCD撮像素子においては、各画素からの信号の読み出しは、主走査方向への読み出しと副走査方向への読み出しとを繰り返すことにより行われる。鏡像CCD撮像素子は、主走査の読み出し方向が通常のCCD撮像素子とは逆になっているものである。本実施形態においては、紙面と垂直な方向が主走査方向となるように、CCD撮像素子162、164を配設している。

【0027】なお、CCD撮像素子162、164の副走査の読み出し方向を紙面と垂直な方向に一致させて、副走査方向の読み出しを通常のCCD撮像素子とは逆となっている鏡像CCD撮像素子を用いてもよいが、この場合、CCD撮像素子162においては、主走査方向の全ラインについて読み出しを完了した後に、CCD撮像素子164の副走査方向とは逆の副走査方向に読み出しを行って信号を出力する必要がある。一方、主走査の読み出し方向を紙面と垂直な方向に一致させた場合、全ラインについて読み出しの完了を待つことなく、順次信号を出力することができる。したがって、読み出しの主走査方向を紙面と垂直な方向に一致させた方が、より高速に信号の読み出しを行うことができる。

【0028】フィルタ161は、430nm～530nmの波長帯域の光を透過させる狭帯域フィルタであり、フィルタ163は、430nm～700nmの波長帯域の光を透過させる広帯域フィルタである。

【0029】ライトガイド101は、石英ガラスファイバからなり、照明ユニット110に接続されている。CCDケーブル102は、CCD撮像素子162、164の駆動信号が送信される駆動ライン103aと、CCD撮像素子162、164から信号電荷を読み出す出力ライン103bとが組み合わされ、駆動ライン103aの一端は、CCDドライバ120に接続され、出力ライン103bの一端は、画像処理ユニット130に接続されている。

【0030】照明ユニット110は、蛍光画像撮像用の励起光L2を発するGaN系半導体レーザ111、GaN系半導体レーザ111に電氣的に接続されている励起

光源用電源 112、および GaN 系半導体レーザ 111 から射出された励起光 L2 を集光する集光レンズ 113 を備えている。

【0031】CCD ドライバ 120 は、CCD 撮像素子 162、164 の動作タイミングを制御する動作制御信号を出力するものである。

【0032】画像処理ユニット 130 は、CCD 撮像素子 162、164 において取得された信号のプロセス処理を行う信号処理回路 131、信号処理回路 131 において得られた画像データをデジタル化する A/D 変換回路 132、デジタル化された画像データを CCD 撮像素子 162、164 毎に保存する画像メモリ 133、画像メモリ 133 に記憶された CCD 撮像素子 162 において取得された狭波長帯域の画像データ（以後狭帯域画像データと記載）と CCD 撮像素子 164 において取得された広波長帯域の画像データ（以後広帯域画像データと記載）から疑似カラー画像データである蛍光画像データを作成する蛍光画像生成回路 134、および蛍光画像生成回路 134 から出力された蛍光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 135 を備えている。

【0033】コントローラ 140 は、各部位に接続され、動作タイミングを制御している。また、CCD ドライバ 120 には、予め CCD 撮像素子 162、164 の撮像動作を制御する制御方法が記憶されている。

【0034】以下、第 1 の実施形態による蛍光内視鏡装置の作用について説明する。コントローラ 140 からの信号に基づき、励起光源用電源 112 が駆動され、GaN 系半導体レーザ 111 から波長 410nm の励起光 L2 が射出される。励起光 L2 は、集光レンズ 113 を透過し、ライトガイド 101 に入射され、内視鏡挿入部 100 の先端まで導光された後、照明レンズ 104 から生体観察部 10 に照射される。

【0035】励起光 L2 の照射により生じる生体観察部 10 からの蛍光 L3 は、集光レンズ 105 により集光され、ハーフミラー 106 において分光される。ハーフミラー 106 において反射された蛍光 L3 は、フィルタ 161 を透過して CCD 撮像素子 162 上に狭帯域の蛍光として結像され、光電変換される。ハーフミラー 106 を透過した蛍光 L3 は、フィルタ 163 を透過して CCD 撮像素子 164 上に広帯域の蛍光として結像され、光電変換される。これにより、CCD 撮像素子 162、164 からは狭帯域の蛍光画像を表す信号および広帯域の蛍光画像を表す信号がそれぞれ出力される。

【0036】CCD 撮像素子 162、164 からそれぞれ出力された信号は、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画像データとして出力され、A/D 変換回路 132 においてデジタル信号に変換されて、狭帯域蛍光画像データと広帯域蛍光画像データとに分けて、画像メモリ 133 の狭帯域蛍

光画像記憶領域および広帯域蛍光画像記憶領域にそれぞれ記憶される。蛍光画像生成回路 134 においては、隣接する画素毎に狭帯域蛍光画像データと広帯域蛍光画像データの信号強度の比を算出し、その比に基づいた疑似カラーを当てはめた蛍光画像データを作成し、表示タイミングに合わせてビデオ信号処理回路 135 に出力する。ビデオ信号処理回路 135 においては、蛍光画像データをビデオ信号に変換し、モニタ 150 に出力する。モニタ 150 には、疑似カラー画像である蛍光診断画像 12 が表示される。

【0037】なお、蛍光診断画像 12 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と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が好ましい。例えば正常組織から発せられた蛍光は白色となり、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なるように疑似カラー表示することにより、観察者は病変組織を容易に認識することができる。

【0038】このように、第 1 の実施形態においては、ハーフミラー 106 において反射された蛍光 L3 が結像される CCD 撮像素子 162 を鏡像 CCD 撮像素子としたため、CCD 撮像素子 162、164 において取得される蛍光画像データにより表される蛍光画像は、鏡像関係が生じていないものとなる。したがって、CCD 撮像素子 162 において得られた蛍光画像データに対して鏡像関係を解消するための画像処理を施す必要がなくなり、これにより撮像から蛍光診断画像 12 の表示までのレスポンスを早くして、撮像中の画像と表示される画像とのタイムラグを少なくすることができる。

【0039】なお、CCD 撮像素子 162、164 に結像されるまでの蛍光 L3 の反射回数を偶数または奇数に一致させることにより、CCD 撮像素子 162、164 において取得される蛍光画像データにより表される蛍光画像に鏡像関係が生じることを防止することができる。しかしながら、蛍光 L3 の反射回数を偶数または奇数に一致させるためには、図 2 に示すように、ハーフミラー 106 を透過した蛍光 L3 を反射させるためのミラー 107 が必要となるため（この結果反射回数は奇数となる）、内視鏡挿入部 100 の先端の構成が大型化し、さらにはミラー 107 の分製造コストが高くなる。本実施形態によれば、CCD 撮像素子 162、164 に結像される蛍光 L3 の反射回数を偶数または奇数に一致させる必要がないため、図 2 に示すようにミラー 107 を設ける必要がなくなり、その結果、内視鏡挿入部 100 の先端の小型化ひいては低コスト化を図ることができる。

【0040】次いで、本発明の第 2 の実施形態について説明する。図 3 は本発明の第 2 の実施形態による撮像装置を適用した蛍光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。図3に示すように、本発明の第2の実施形態による内視鏡装置は、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部200および画像処理部2からなる。

【0041】画像処理部2は、通常画像撮像用の白色光L1、蛍光画像撮像用の励起光L2、およびIR反射画像撮像用の近赤外光である参照光L5を発する光源を備える照明ユニット210、生体観察部10についての波長帯域が異なる2種類の蛍光画像および参照光の反射画像であるIR反射画像を撮像して蛍光画像データK1、K2およびIR反射画像データF1を得る撮像ユニット220、各蛍光画像データK1、K2により表される蛍光画像間における対応する画素値の除算値を算出して除算値に基づいた色相画像データHと、IR反射画像データF1により表されるIR反射画像の各画素の画素値に基づいた明度画像データVとを生成し、色相画像データHおよび明度画像データVを合成して合成画像を表す合成画像データGを生成する合成画像生成ユニット230、通常画像を表す通常画像データNおよび合成画像データGに対して、可視画像として表示するための画像処理を行う画像処理ユニット240、各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行うコントローラ250、画像処理ユニット240において処理された通常画像データNを通常画像13として表示するモニタ260、並びに画像処理ユニット240において処理された合成画像データGを蛍光診断画像12として表示するモニタ270から構成されている。

【0042】内視鏡挿入部200は、内部に先端まで延びるライトガイド201、CCDケーブル202、およびイメージファイバ203を備えている。ライトガイド201およびCCDケーブル202の先端部、すなわち内視鏡挿入部200の先端部には、照明レンズ204および対物レンズ205を備えている。また、イメージファイバ203は石英ガラスファイバであり、その先端部には集光レンズ206を備えている。CCDケーブル202の先端部には、図示省略されたカラーフィルタがオンチップされたCCD撮像素子207が接続され、CCD撮像素子207には、プリズム208が取り付けられている。

【0043】ライトガイド201は、石英ガラスファイバである励起光ライトガイド202a、多成分ガラスファイバである白色光ライトガイド202b、および多成分ガラスファイバである近赤外光ライトガイド202cがバンドルされ、ケーブル状に一体化されており、白色光ライトガイド202b、励起光ライトガイド202aおよび近赤外光ライトガイド202cは照明ユニット210に接続されている。

【0044】照明ユニット210は、通常画像撮像用の白色光L1を発するハロゲンランプ等の白色光源21

1、白色光源211に電氣的に接続された白色光源用電源212、白色光源211から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ213、蛍光画像撮像用の励起光L2を発するGaN系半導体レーザ214、GaN系半導体レーザ214に電氣的に接続されている励起光用電源215、GaN系半導体レーザ214から射出される励起光を集光する励起光用集光レンズ216、IR反射画像撮像用の波長帯域750nm~900nm内のいずれかの発振波長の参照光L5を発するGaAs系半導体レーザ217、GaAs系半導体レーザ217に電氣的に接続された参照光用電源218、およびGaAs系半導体レーザ217から射出された参照光L5を集光する参照光用集光レンズ219を備える。

【0045】撮像ユニット220は、イメージファイバ203により伝搬された蛍光L3および参照光L5の反射光L6を結像系に導くコリメートレンズ121、蛍光L3および反射光L6から励起光近傍の波長である420nm以下の波長帯域の光をカットする励起光カットフィルタ122、波長700nm以下の蛍光L3を透過させ、700nm以上の反射光L6を直角方向に反射するダイクロイックミラー123、ダイクロイックミラー123を透過した蛍光L3を分光するハーフミラー124、ハーフミラー124において反射された蛍光L3を結像させる集光レンズ125、集光レンズ125により結像された蛍光L3により表される蛍光画像を撮像する、フィルタ126がオンチップされたCCD撮像素子127、ハーフミラー124を透過した蛍光L3を結像させる集光レンズ128、集光レンズ128により結像された蛍光L3により表される蛍光画像を撮像する、フィルタ129がオンチップされたCCD撮像素子221、CCD撮像素子127、221において撮像された撮像信号をデジタル化して2種類の蛍光画像データK1、K2を得るA/D変換回路222、ダイクロイックミラー123において反射された反射光L6を結像させる集光レンズ225、集光レンズ225により結像された反射光L6により表されるIR反射画像を撮像するCCD撮像素子226、およびCCD撮像素子226において撮像された撮像信号をデジタル化して反射画像データF1を得るA/D変換回路227を備えている。

【0046】なお、CCD撮像素子221に結像される蛍光L3により表される蛍光画像と、CCD撮像素子127に結像される蛍光L3により表される蛍光画像およびCCD撮像素子226に結像される参照光の反射光L6により表される反射画像とは鏡像の関係にある。このため、第2の実施形態においては、CCD撮像素子127、226を鏡像CCD撮像素子とし、CCD撮像素子221において得られる画像データにより表される蛍光画像と、CCD撮像素子127において得られる画像データにより表される蛍光画像およびCCD撮像素子226において得られる画像データにより表される反射画像

とが鏡像の関係とはならないようにしている。

【0047】なお、第2の実施形態においては、紙面と垂直な方向が主走査方向となるように、CCD撮像素子127, 221, 226を配設している。

【0048】フィルタ126は、430nm~530nmの波長帯域の光を透過させる狭帯域フィルタであり、フィルタ129は、430nm~700nmの波長帯域の光を透過させる広帯域フィルタである。

【0049】合成画像生成ユニット230は、撮像ユニット220のA/D変換回路222において得られた2種類の蛍光画像データK1, K2を記憶する画像メモリ231、撮像ユニット220のA/D変換回路227において得られたIR反射画像データF1を記憶する画像メモリ232、蛍光画像間の除算値の範囲とマンセルの色相環における色相とを対応付けたルックアップテーブルが記憶され、このルックアップテーブルを参照して蛍光画像間の除算値から色相画像データHを生成する色相演算部233、IR反射画像データF1により表されるIR反射画像の画素値の範囲とマンセル表色系における明度とを対応付けたルックアップテーブルが記憶され、このルックアップテーブルを参照してIR反射画像データF1から明度画像データVを求める明度演算部234、および色相画像データHと明度画像データVとを合成して合成画像を表す合成画像データGを生成する画像合成部235から構成されている。

【0050】次いで、第2の実施形態の動作について説明する。まず、通常画像の撮像および通常画像の表示の動作を説明し、次に反射画像の撮像、蛍光画像の撮像時の動作を説明し、その後で合成画像の合成および表示の動作について説明する。

【0051】第2の実施形態による実施形態においては、通常画像の撮像、IR反射画像の撮像、および蛍光画像の撮像が時分割で交互に行われる。通常画像の撮像時には、コントローラ250からの信号に基づいて白色光源用電源212が駆動され、白色光源211から白色光L1が射出される。白色光L1は白色光用集光レンズ213を経て白色光ライトガイド202bに入射され、内視鏡挿入部200の先端まで導光された後、照明レンズ204から生体観察部10に照射される。

【0052】白色光L1の反射光L4は対物レンズ205によって集光され、プリズム208において反射されて、CCD撮像素子207に結像される。

【0053】信号処理回路241においては、CCD撮像素子207において得られた反射光L4の撮像信号からカラー画像であるアナログの通常画像データが作成される。アナログの通常画像データはA/D変換回路242に入力され、デジタル化された後、通常画像データNとして通常画像メモリ243に記憶される。通常画像メモリ243に記憶された通常画像データNは、ビデオ信号処理回路244によってビデオ信号に変換された後に

モニタ260に入力され、モニタ260に通常画像13として表示される。上記一連の動作は、コントローラ250によって制御される。

【0054】次に、IR反射画像を撮像する場合の動作について説明する。IR反射画像の撮像時には、コントローラ250からの信号に基づき参照光用電源218が駆動され、GaAs系半導体レーザ217から波長帯域750nm~900nm内のいずれかの発振波長の近赤外光である参照光L5が射出される。参照光L5は、参照光用集光レンズ219を経て参照光ライトガイド202cに入射され、内視鏡挿入部200の先端まで導光された後、照明レンズ204から生体観察部10に照射される。

【0055】参照光L5の反射光L6は集光レンズ206により集光され、イメージファイバ203の先端に入射され、イメージファイバ203を経て、コリメートレンズ121により集光され、励起光カットフィルタ122透過し、ダイクロイックミラー123に入射する。

【0056】ダイクロイックミラー123は、波長700nm以上の光を直角方向に反射するため、参照光L5の反射光L6は反射され、集光レンズ225を透過してCCD撮像素子226において受光され、光電変換された後、A/D変換回路227においてデジタル信号に変換され、画像メモリ232にIR反射画像データF1として記憶される。

【0057】次に、蛍光画像を撮像する場合の動作について説明する。コントローラ250からの信号に基づいて励起光用電源215が駆動され、GaN系半導体レーザ214から波長410nmの励起光L2が射出される。励起光L2は、励起光用集光レンズ216を透過し、励起光ライトガイド202aに入射され、内視鏡挿入部200の先端まで導光された後、照明レンズ204から生体観察部10に照射される。

【0058】励起光L2を照射されることにより生じる生体観察部10からの蛍光L3は、集光レンズ206により集光され、イメージファイバ203の先端に入射され、イメージファイバ203を経て、コリメートレンズ121により集光され、励起光カットフィルタ122およびダイクロイックミラー123を透過して、ハーフミラー124において分光される。ハーフミラー124において反射された蛍光L3は、集光レンズ125を透過してCCD撮像素子127において受光され、光電変換された後、A/D変換回路222においてデジタル信号に変換され、画像メモリ231の狭帯域蛍光画像記憶領域に狭帯域蛍光画像データK2として記憶される。一方、ハーフミラー124を透過した蛍光L3は、集光レンズ128を透過してCCD撮像素子221において受光され、光電変換された後、A/D変換回路222においてデジタル信号に変換され、画像メモリ231の広帯域蛍光画像記憶領域に広帯域蛍光画像データK1として

記憶される。

【0059】以下、合成画像の生成における動作を説明する。まず、合成画像生成ユニット230の色相演算部233においては、画像メモリ231に記憶された広帯域蛍光画像データK1および狭帯域蛍光画像データK2により表される広帯域蛍光画像および狭帯域蛍光画像の各画素毎に、狭帯域蛍光画像における画素値を広帯域蛍光画像における画素値で除算し、その除算値と予め記憶されているルックアップテーブルとを用いて、マンセル表色系における色相を定め、これを色相画像データHと

10 して画像合成部235に出力する。
【0060】明度演算部234においては、IR反射画像データF1により表されるIR反射画像の各画素毎に、信号強度とルックアップテーブルとを用いて、マンセル表色系における明度を定め、これを明度画像データVとして画像合成部235に出力する。

【0061】画像合成部235においては、色相画像データHおよび明度画像データVが合成され、合成画像を表す合成画像データGが生成される。なお、画像をカラー表示する場合に、色の3属性である、色相、明度および彩度が必要であるため、画像合成の際には、マンセル表色系における彩度として、各色相、明度毎の最大値を設定する。なお、合成画像データGはRGB変換がなされ、RGB各色からなるカラー画像を表すものとなる。合成画像データGは画像処理ユニット240のビデオ信号処理回路244に出力される。

【0062】ビデオ信号処理回路244によってビデオ信号に変換された合成画像データGはモニタ270に入力され、モニタ270に蛍光診断画像12として表示される。上記一連の動作は、コントローラ250によって

30 制御される。
【0063】このように、第2の実施形態においては、ダイクロイックミラー123において反射された反射光L6が結像されるCCD撮像素子226およびハーフミラー124において反射された蛍光L3が結像されるCCD撮像素子127を鏡像CCD撮像素子としたため、CCD撮像素子221と、CCD撮像素子226、127とにおいて取得される画像データにより表される画像は、鏡像関係が生じていないものとなる。したがって、画像データに対して鏡像関係を解消するための画像処理

40 を施す必要がなくなり、これにより撮像から合成画像の

表示までのレスポンスを早くして、撮像中の画像と表示される画像とのタイムラグを少なくすることができる。

【0064】また、蛍光L3および反射光L6の反射回数を偶数または奇数に統一させる必要もないため、撮像装置の小型化ひいては低コスト化を図ることができる。

【0065】なお、上記第1の実施形態においては、通常画像を撮像していないが、通常画像を撮像して蛍光診断画像12とともに表示するようにしてもよい。

【0066】また、上記第2の実施形態においては、通常画像を撮像しているが、通常画像を撮像することなく、蛍光診断画像のみを表示するようにしてもよい。

【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蛍光内視鏡装置の概略構成図

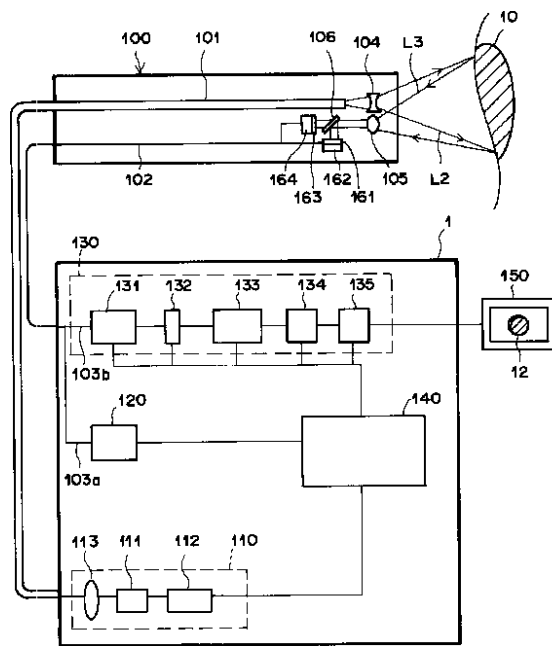
【図2】反射回数を偶数または奇数に統一させた場合の内視鏡挿入部先端の構成を示す図

【図3】本発明の第2の実施形態による撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成図

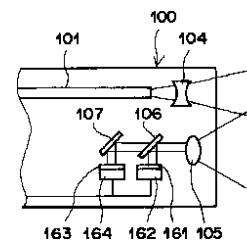
【符号の説明】

1, 2	画像処理部
10	生体観察部
L1	白色光
L2	励起光
L3	蛍光
L4, L6	反射光
L5	参照光
100, 200	内視鏡挿入部
101, 201	ライトガイド
102, 202	CCDケーブル
120	CCDコントローラ
127, 162, 226	鏡像CCD撮像素子
164, 221	CCD撮像素子
110, 210	照明ユニット
211	白色光源
111, 214	GaN系半導体レーザ
217	GaAs系半導体レーザ
220	蛍光撮像ユニット
230	合成画像生成ユニット
240	画像処理ユニット
140, 250	コントローラ
150, 260, 270	モニタ

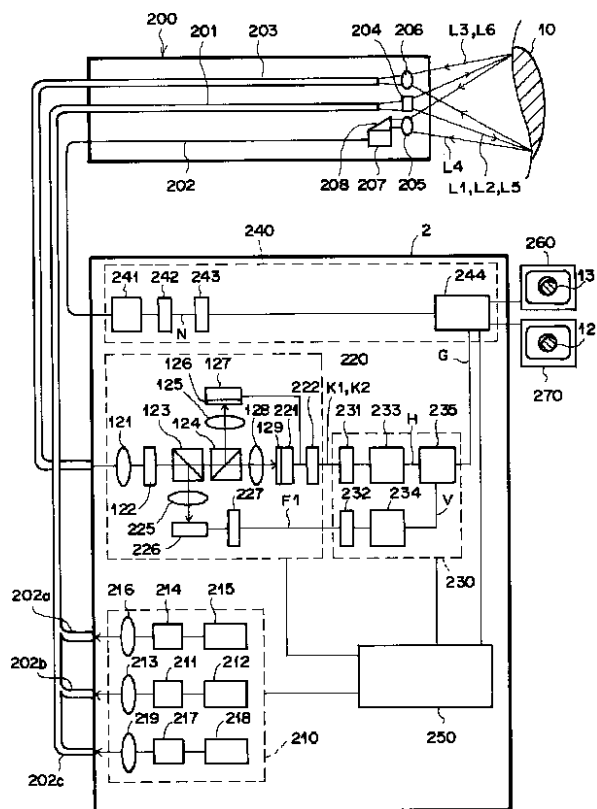
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコ-ト ⁷ (参考)
H 0 4 N	5/225	H 0 4 N	5/225
	7/18		7/18
			C
			D
			M

F タ-ム(参考) 2H040 GA02 GA11
4C061 BB08 LL02 LL08 PP01 WW17
5B047 AA17 AB04 BA03 BB04 BC05
BC09 BC11 BC14 CA05
5C022 AA09 AC42 AC55 AC69
5C054 AA01 AA04 CC02 FC11 HA12

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	JP2003079567A	公开(公告)日	2003-03-18
申请号	JP2001274983	申请日	2001-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	袴田和男		
发明人	袴田 和男		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 G06T1/00 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B G06T1/00.400.B G06T1/00.420.G H04N5/225.C H04N5/225.D H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/225.800		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB08 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/PP01 4C061/WW17 5B047/AA17 5B047/AB04 5B047/BA03 5B047/BB04 5B047/BC05 5B047/BC09 5B047/BC11 5B047/BC14 5B047/CA05 5C022/AA09 5C022/AC42 5C022/AC55 5C022/AC69 5C054/AA01 5C054/AA04 5C054/CC02 5C054/FC11 5C054/HA12 4C161/BB08 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/PP01 4C161/WW17 5C122/DA26 5C122/EA54 5C122/EA56 5C122/EA68 5C122/FB01 5C122/FB03 5C122/FB13 5C122/FB16 5C122/FB17 5C122/FC01 5C122/FC06 5C122/FC07 5C122/FH02 5C122/FH18 5C122/FK23 5C122/GG03 5C122/GG04 5C122/GG05 5C122/HA65		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当再辐射光在多个固态图像拾取装置上反射以形成图像时，容易地取消镜像关系。 解决方案：激发光L2施加到生物体观察部分10，从生物体观察部分10发出的荧光L3被半反射镜106分离，并由CCD图像拾取装置162和164检测。 尽管在CCD图像拾取元件162上形成图像的荧光L3和在CCD图像拾取元件164上形成图像的荧光L3呈镜像关系，但是由于CCD图像拾取元件162是镜像CCD图像拾取元件，因此它由CCD图像拾取元件162和164采集。 由不具有镜像关系的图像数据表示的图像。 因此，不需要执行用于消除图像数据上的镜像关系的图像处理，从而加快了从成像到显示荧光诊断图像12以及正在成像的图像和要显示的图像的响应。 可以减少时间延迟。

