

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6458142号
(P6458142)

(45) 発行日 平成31年1月23日(2019.1.23)

(24) 登録日 平成30年12月28日(2018.12.28)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 5 3 1
G O 1 N 21/64 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 1

請求項の数 4 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-521360 (P2017-521360)
 (86) (22) 出願日 平成27年6月1日(2015.6.1)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/065750
 (87) 国際公開番号 W02016/194101
 (87) 国際公開日 平成28年12月8日(2016.12.8)
 審査請求日 平成30年5月21日(2018.5.21)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫
 (74) 代理人 100139686
 弁理士 鈴木 史朗
 (72) 発明者 加藤 秀一
 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 赤外蛍光観察装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

可視光と前記可視光よりも長い波長帯域を含む励起光を照射する光源と、
 前記光源に照射された被写体からの前記可視光、前記励起光、および前記励起光よりも長い波長帯域を含む蛍光が入射される撮像部と、
 前記撮像部から得られた信号を処理する信号処理部と、
 を有し、
 前記撮像部は、
 少なくとも前記励起光が照射された被写体からの第1の光が入力され、前記第1の光から前記励起光を含む波長帯域を減衰させた第2の光を出力する第1の波長選択部と、
 前記第2の光を第1の光路と第2の光路に分割するハーフミラーと、
 前記第1の光路に配置され、前記第2の光に基づき第1の画像を生成する第1の撮像素子と、
 前記第2の光路に配置され、前記第2の光が入力され、前記第2の光から前記蛍光を含む波長帯域のみを除去した第3の光を出力する第2の波長選択部と、
 前記第2の光路に配置され、前記第3の光に基づき第2の画像を生成する第2の撮像素子と、
 を有し、
 前記信号処理部は、
 前記第1の画像および前記第2の画像を用いて、前記蛍光を含む波長帯域の光に基づく

10

20

第 3 の画像を生成する、
赤外蛍光観察装置。

【請求項 2】

前記信号処理部は、
前記第 1 の画像から前記第 2 の画像を減算することにより、前記第 3 の画像を生成する

、
請求項 1 に記載の赤外蛍光観察装置。

【請求項 3】

前記赤外蛍光観察装置は、
内視鏡装置であり、
前記内視鏡装置は、
体内に挿入される挿入部と、前記挿入部を操作する操作部とを有するスコープ部と、
前記スコープ部と接続される外部処理部と、
を有し、
前記光源および前記撮像部は、
前記スコープ部に配置され、
前記信号処理部は、
前記外部処理部に配置される、
請求項 1 に記載の赤外蛍光観察装置。

10

【請求項 4】

前記赤外蛍光観察装置は、
顕微鏡装置である、
請求項 1 に記載の赤外蛍光観察装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、赤外蛍光観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、癌などを診断するために、ICG（インドシアニングリーン）といわれる蛍光薬剤を予め検査対象者の体内に投与することによって、病変の有無を判断する診断法が知られている。ICGは、癌などの病巣に親和性をもった蛍光物質であり、赤外領域の光によって励起し、蛍光発光する。そして、従来から、ICGの蛍光発光を観察する機能を備えた様々な医療用のシステムが提案されている。なお、例えば、医師などの検査実施者は、医療用のシステムによって観察した蛍光発光の明るさから病変の有無を判断している。

30

【0003】

従来の医療用のシステムには、蛍光発光を観察するための構成として、近赤外光などの赤外領域の光を、ICGを励起させるための励起光として照射し、照射した励起光によって蛍光発光した病巣部の特定のタンパク質を造影する赤外蛍光観察装置を備えている。

40

【0004】

例えば、特許文献 1 には、可視光を用いた通常観察に加えて、励起光を用いた蛍光の観察を行うことができる内視鏡装置が開示されている。特許文献 1 に開示された内視鏡装置では、挿入部の先端部から可視光と励起光とを被検査体に照射し、被検査体から反射した可視光および励起光と、励起光による励起によって ICG が蛍光発光した蛍光とをイメージガイドファイバを介してカメラヘッドに導く。そして、特許文献 1 に開示された内視鏡装置では、まず、カメラヘッドに導かれた可視光、励起光、および蛍光を、カメラヘッド内に備えたダイクロックミラーによって、可視光と、励起光および蛍光とに分離する。ここで分離された可視光は、撮像手段によって撮像される。また、特許文献 1 に開示された内視鏡装置では、分離された励起光および蛍光は、カメラヘッド内に備えた励起光カッ

50

トフィルタによって励起光が除去（カット）され、蛍光のみがイメージインテンシファイアによって増幅されて、可視光用の撮像手段とは別の撮像手段によって撮像される。

【0005】

また、特許文献1に開示された内視鏡装置の別の構成では、通常の観察のときに可視光のみを被検査体に照射し、蛍光撮影のときに励起光のみを被検査体に照射する。そして、特許文献1に開示された内視鏡装置では、通常の観察のとき、被検査体から反射した可視光を撮像手段によって撮像する。また、特許文献1に開示された内視鏡装置では、蛍光撮影のとき、被検査体から反射した励起光および蛍光から、励起光のみを励起光カットフィルタによって除去し、蛍光のみを可視光用の撮像手段と同じ撮像手段によって撮像する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】日本国特許第3962122号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

このように、特許文献1に開示された内視鏡装置の構成では、被検査体から反射した励起光および蛍光から、励起光カットフィルタで励起光のみを除去することによって蛍光を抽出している。ここで、ICGの蛍光の発光は非常に微弱であるため、特許文献1に開示された内視鏡装置では、より多くの蛍光を観察することができるように、強い（明るい）励起光を被検査体に照射することが考えられる。ところが、この場合には、被検査体から反射する励起光も強くなるため、励起光カットフィルタが全ての励起光を減衰させて除去することができず、励起光の検出量が蛍光の検出量に対して無視できない値になってしまうことがある。つまり、強い励起光は、励起光カットフィルタによって全てが除去されず、励起光を除去した後の蛍光に、微少な励起光の成分も含まれてしまう。

【0008】

また、特許文献1に開示された、ダイクロックミラーによって可視光を分離する構成の内視鏡装置では、可視光の成分を完全に分離することができない場合もある。また、特許文献1に開示された、可視光と励起光とを別々に被検査体に照射する構成の内視鏡装置は、可視光を光学的に除去していない構成であるため、内視鏡装置を使用する作業環境などによっては、例えば、検査対象者の外部の環境からの可視光の成分が、蛍光撮影のときに漏れ込んできてしまうこともある。

【0009】

つまり、特許文献1に開示された内視鏡装置の構成では、被検査体を観察するための蛍光に、励起光や可視光の成分が、ノイズ成分として含まれてしまう場合がある。そして、このノイズ成分は、蛍光成分が微少になるにつれて、蛍光の成分との区別が困難になり、内視鏡装置を使用した被検査体の観察に支障をきたす要因となる。

【0010】

なお、特許文献1に開示された内視鏡装置の構成では、例えば、励起光カットフィルタやダイクロックミラーの改良、さらに他の光学フィルタを追加した構成への変更などによって、励起光の除去や可視光の分離をより高精度に行い、ノイズ成分をより確実に除去することも考えられる。しかしながら、励起光を高精度に除去する励起光カットフィルタや、可視光を高精度に分離するダイクロックミラーは容易に実現することはできず、仮に実現することができたとしても、高価なものになってしまう。また、他の光学フィルタをさらに追加した構成にする場合、内視鏡装置が高価なものになってしまうことも考えられる。

【0011】

本発明は、上記の課題に基づいてなされたものであり、可視光および蛍光物質を励起するための励起光と、蛍光物質が励起した蛍光とを高い精度で分離し、微少な蛍光でも観察することができる赤外蛍光観察装置を提供することを目的としている。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第1の態様の赤外蛍光観察装置は、可視光と前記可視光よりも長い波長帯域を含む励起光を照射する光源と、前記光源に照射された被写体からの前記可視光、前記励起光、および前記励起光よりも長い波長帯域を含む蛍光が入射される撮像部と、前記撮像部から得られた信号を処理する信号処理部と、を有し、前記撮像部は、少なくとも前記励起光が照射された被写体からの第1の光が入力され、前記第1の光から前記励起光を含む波長帯域を減衰させた第2の光を出力する第1の波長選択部と、前記第2の光を第1の光路と第2の光路に分割するハーフミラーと、前記第1の光路に配置され、前記第2の光に基づき第1の画像を生成する第1の撮像素子と、前記第2の光路に配置され、前記第2の光が入力され、前記第2の光から前記蛍光を含む波長帯域のみを除去した第3の光を出力する第2の波長選択部と、前記第2の光路に配置され、前記第3の光に基づき第2の画像を生成する第2の撮像素子と、を有し、前記信号処理部は、前記第1の画像および前記第2の画像を用いて、前記蛍光を含む波長帯域の光に基づく第3の画像を生成する。

10

【0013】

本発明の第2の態様によれば、上記第1の態様の赤外蛍光観察装置において、前記信号処理部は、前記第1の画像から前記第2の画像を減算することにより、前記第3の画像を生成してもよい。

【0018】

本発明の第3の態様によれば、上記第1の態様の赤外蛍光観察装置において、前記赤外蛍光観察装置は、内視鏡装置であり、前記内視鏡装置は、体内に挿入される挿入部と、前記挿入部を操作する操作部とを有するスコープ部と、前記スコープ部と接続される外部処理部と、を有し、前記光源および前記撮像部は、前記スコープ部に配置され、前記信号処理部は、前記外部処理部に配置されてもよい。

20

【0019】

本発明の第4の態様によれば、上記第1の態様の赤外蛍光観察装置において、前記赤外蛍光観察装置は、顕微鏡装置であってもよい。

【発明の効果】

【0020】

上記各態様によれば、可視光および蛍光物質を励起するための励起光と、蛍光物質が励起した蛍光とを高い精度で分離し、微少な蛍光でも観察することができる赤外蛍光観察装置を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第1の実施形態における内視鏡装置の概略構成を示した図である。

【図2A】本発明の第1の実施形態の内視鏡装置における動作の一例を模式的に示した図である。

【図2B】本発明の第1の実施形態の内視鏡装置における動作の一例を模式的に示した図である。

【図3】本発明の第2の実施形態における内視鏡装置の概略構成を示した図である。

40

【図4】本発明の第3の実施形態における内視鏡装置の概略構成を示した図である。

【図5】本発明の第3の実施形態の内視鏡装置に備えたイメージャにおける画素の配置の一例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

(第1の実施形態)

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して説明する。なお、以下の説明においては、本発明の赤外蛍光観察装置が、内視鏡装置として構成される場合について説明する。図1は、本発明の第1の実施形態における内視鏡装置の概略構成を示した図である。

【0023】

50

第1の実施形態の内視鏡装置1は、腹腔鏡手術用の硬性内視鏡である。内視鏡装置1は、ICGなどの蛍光薬剤が体内に予め投与された状態の検査対象者に対して使用される。以下の説明においては、蛍光薬剤としてICGが検査対象者の体内に投与されているものとして説明する。

【0024】

また、内視鏡装置1は、可視光による被検査体の撮影機能と、近赤外光などの励起光の照射によって投与したICGが励起して蛍光発光した蛍光による被検査体の撮影機能とを備えた内視鏡装置である。以下の説明においては、説明を容易にするため、蛍光による被検査体の撮影機能を実現するための内視鏡装置1の構成について説明する。なお、内視鏡装置1における可視光による被検査体の撮影機能は、例えば、従来の内視鏡装置と同様に、ダイクロックミラーによって分離した可視光による撮影を行うことで実現することができる。つまり、以下に説明する内視鏡装置1の構成は、ダイクロックミラーによって分離した励起光および蛍光の光路上に本発明の赤外蛍光観察装置を配置することによって、蛍光による被検査体の撮影機能を実現する構成である。また、以下に説明する内視鏡装置1の構成は、例えば、従来の内視鏡装置において励起光のみを被検査体に照射する蛍光撮影のときに本発明の赤外蛍光観察装置が動作することによって、蛍光による被検査体の撮影機能を実現する構成でもある。

【0025】

図1において、内視鏡装置1は、スコープ部10と、外部処理部20と、モニタ30とを備えている。内視鏡装置1において、スコープ部10は、挿入部11と、操作部12とから構成される。スコープ部10において、挿入部11は、本発明の赤外蛍光観察装置の構成要素である光源111を含んで構成される。また、スコープ部10において、操作部12は、本発明の赤外蛍光観察装置の構成要素である励起光カットフィルタ121と、ハーフミラー122と、イメージャ123と、蛍光カットフィルタ124と、イメージャ125とを有する撮像部を含んで構成される。また、内視鏡装置1において、外部処理部20は、本発明の赤外蛍光観察装置である信号処理部21を含んで構成される。

【0026】

第1の実施形態の内視鏡装置1では、本発明の赤外蛍光観察装置が、光源111と、撮像部（励起光カットフィルタ121、ハーフミラー122、イメージャ123、蛍光カットフィルタ124、およびイメージャ125）と、信号処理部21とによって構成されている。

【0027】

スコープ部10に備えた挿入部11は、ICGが予め投与された状態の検査対象者の体内に挿入される。挿入部11に備えた光源111は、ICGを励起するための近赤外光を励起光として発光する光源である。光源111は、挿入部11の先端部に配置され、発光した励起光を被検査体に照射する。これにより、挿入部11の先端部には、被検査体から反射した励起光と、励起光によってICGが励起して発光した蛍光とが入射する。挿入部11は、入射した励起光および蛍光を、スコープ部10に備えた操作部12に導光する。

【0028】

なお、本発明においては、挿入部11の先端部に入射した励起光および蛍光を操作部12に導光する方法や構成に関しては、特に規定しない。例えば、光による像をリレー形式で伝える、いわゆる、リレーレンズや瞳のリレーといわれる方法であってもよい。また、例えば、イメージガイドファイバのような光ファイバの構成であってもよい。また、本発明においては、光源111を挿入部11の先端部に配置しているが、光源111は、他の箇所に配置または設置してもよい。例えば、光源111を設置した別の装置（光源部）を設け、光ファイバなどの光導波路によって、光源111が発光した光を挿入部11に導いてもよい。

【0029】

なお、内視鏡装置1は、上述したように、腹腔鏡手術用の内視鏡装置であるため、基本的には可視光などの外光は入射しない。しかしながら、内視鏡装置1を使用する作業環境

10

20

30

40

50

などによっては、微弱な外光（可視光など）も、挿入部 11 の先端部に入射することも考えられる。第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 では、挿入部 11 の先端部に入射した微弱な外光も、イメージャ 125 に照射する微弱な励起光と同様にノイズ成分として扱うことができる。従って、以下の説明においては、説明を容易にするため、内視鏡装置 1 には可視光が入射しないものとして説明する。

【0030】

操作部 12 は、例えば、検査実施者（例えば、腹腔鏡手術を実施している医師など）が操作することによって、挿入部 11 の動作を制御する支持部である。操作部 12 に備えた撮像部は、イメージャ 123 およびイメージャ 125 のそれぞれが撮影して得た画素信号のそれぞれを、外部処理部 20 に出力する。

10

【0031】

励起光カットフィルタ 121 は、入射した励起光および蛍光に含まれる励起光のみを反射または吸収して減衰させる光学フィルタである。励起光カットフィルタ 121 は、励起光を減衰させた光（蛍光）を、ハーフミラー 122 に出射する。

【0032】

なお、挿入部 11 によって導光された励起光および蛍光は、上述したように、励起光カットフィルタ 121 によって励起光が減衰されるが、励起光カットフィルタ 121 が励起光を完全に減衰させていないことも考えられる。つまり、励起光カットフィルタ 121 から出射された光には、微弱な励起光の成分を含んでいることも考えられる。以下の説明においては、励起光カットフィルタ 121 から出射する光には、蛍光の他に微弱な励起光（以下、「微弱励起光」という）を含んでいるものとして説明する。

20

【0033】

ハーフミラー 122 は、入射した光を 1 : 1 で分岐（分光）させる光学素子である。ハーフミラー 122 は、励起光カットフィルタ 121 から出射された蛍光および微弱励起光を、イメージャ 123 側の光路とイメージャ 125 側の光路とに分岐させる。これにより、イメージャ 123 と蛍光カットフィルタ 124 とには、同じ光（蛍光および微弱励起光）が入射される。

【0034】

イメージャ 123 は、入射した光を露光（検出）し、露光した光を光電変換した画素信号を出力する撮像素子である。イメージャ 123 は、ハーフミラー 122 から出射された蛍光および微弱励起光を露光し、蛍光および微弱励起光に応じた画素信号を、外部処理部 20 に出力する。

30

【0035】

蛍光カットフィルタ 124 は、入射した蛍光および微弱励起光に含まれる蛍光のみを減衰させる光学フィルタである。蛍光カットフィルタ 124 に入射する蛍光は非常に微弱であるため、蛍光カットフィルタ 124 によって蛍光を減衰させることにより、蛍光成分をほぼゼロに減衰させる（除去する）ことができる。蛍光カットフィルタ 124 は、蛍光を除去した光（微弱励起光）を、イメージャ 125 に出射する。

【0036】

イメージャ 125 は、イメージャ 123 と同様の撮像素子である。イメージャ 125 には、イメージャ 123 と異なる光、つまり、蛍光カットフィルタ 124 から出射された微弱励起光が入射される。イメージャ 125 は、蛍光カットフィルタ 124 から出射された微弱励起光を露光し、微弱励起光に応じた画素信号を、外部処理部 20 に出力する。

40

【0037】

外部処理部 20 は、スコープ部 10 に備えた操作部 12 から入力されたそれぞれの画素信号に対して予め定めた画像処理を行って、被検査体の画像を生成する。外部処理部 20 は、生成した被検査体の画像をモニタ 30 に出力して表示させる。

【0038】

信号処理部 21 は、操作部 12 から入力された画素信号に対して後述する信号処理を行って、被検査体の画像を生成する画像処理装置である。信号処理部 21 は、操作部 12 に

50

備えたイメージャ 1 2 3 から入力された蛍光および微弱励起光に応じた画素信号と、操作部 1 2 に備えたイメージャ 1 2 5 から入力された微弱励起光に応じた画素信号との差分をとった画素信号、つまり、蛍光成分のみの画素信号に基づいた画像を生成する。より具体的には、信号処理部 2 1 は、操作部 1 2 に備えたイメージャ 1 2 3 から入力された蛍光および微弱励起光に応じた画素信号に基づいた画像、つまり、微弱励起光を含んだ蛍光の画像を生成する。また、信号処理部 2 1 は、操作部 1 2 に備えたイメージャ 1 2 5 から入力された微弱励起光に応じた画素信号に基づいた画像、つまり、微弱励起光のみの画像を生成する。そして、信号処理部 2 1 は、微弱励起光を含んだ蛍光の画像から、微弱励起光のみの画像を減算することによって、蛍光に応じた画素信号のみで形成された画像、つまり、蛍光成分のみの画像を生成する。ここで、画像の減算は、それぞれの画像において同じ位置に配置された画素の画素値同士の差分演算である。そして、信号処理部 2 1 は、生成した蛍光成分のみの画像を、モニタ 3 0 に出力する。

10

【 0 0 3 9 】

モニタ 3 0 は、外部処理部 2 0 から入力された画像を表示する、例えば、液晶ディスプレイ (LCD: Liquid Crystal Display) などの表示装置である。

【 0 0 4 0 】

このような構成によって内視鏡装置 1 は、検査対象者に投与された ICG を励起光によって励起させ、励起した ICG が発光した蛍光による被検査体の画像を、検査実施者に提示する。

20

【 0 0 4 1 】

次に、本第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 の動作について説明する。図 2 A および図 2 B は、本発明の第 1 の実施形態の内視鏡装置における動作の一例を模式的に示した図である。図 2 A には、挿入部 1 1 の先端部に入射し、操作部 1 2 に導光された光から、励起光カットフィルタ 1 2 1 が励起光を減衰させる動作を模式的に示している。また、図 2 B には、励起光カットフィルタ 1 2 1 によって励起光が減衰された後の光に対する処理を模式的に示している。図 2 A および図 2 B には、光の波長を横軸にして、それぞれの光の強度 (以下、「光強度」という) を縦軸に示している。

【 0 0 4 2 】

なお、図 2 A および図 2 B には、微弱な外光である可視光が、励起光および蛍光と共に挿入部 1 1 の先端部に入射してくる場合を示している。しかし、上述したように、内視鏡装置 1 では、挿入部 1 1 の先端部に入射した微弱な外光 (可視光) は、励起光と同様の光として扱うことができる。従って、以下の説明においては、微弱な可視光を区別せずに「励起光」という。

30

【 0 0 4 3 】

挿入部 1 1 は、先端部に入射した被検査体から反射した光源 1 1 1 が照射した励起光と、励起光による励起によって ICG が蛍光発光した蛍光とを励起光カットフィルタ 1 2 1 に導光する。ここで、励起光カットフィルタ 1 2 1 に入射する蛍光の光強度は、図 2 A の (a) に示したように、励起光の光強度よりも弱い。このため、内視鏡装置 1 では、励起光カットフィルタ 1 2 1 によって、入射した光に含まれる励起光のみを減衰させる。これにより、励起光カットフィルタ 1 2 1 から出射する光は、図 2 A の (b) に示したように、励起光の光強度が、蛍光の光強度よりも弱くなっている状態となる。

40

【 0 0 4 4 】

ところが、励起光カットフィルタ 1 2 1 から出射する光には、図 2 A の (b) に示したように、蛍光の波長帯域 (成分) のみではなく、微弱励起光 (微弱な可視光も含む) の波長帯域が、ノイズ成分として含まれている。図 2 A の (c) には、図 2 A の (b) において点線で示した範囲を拡大して示している。図 2 A の (c) に示したように、励起光カットフィルタ 1 2 1 から出射する光には、励起光カットフィルタ 1 2 1 によって減衰させることができなかつた微弱励起光 (微弱な可視光も含む) が、ノイズ成分として含まれている。

50

【 0 0 4 5 】

従来の内視鏡装置では、図 2 A の (b) および図 2 A の (c) に示した状態の光、つまり、ノイズ成分が含まれている状態の蛍光による撮影を行っている。このため、従来の内視鏡装置が撮影して生成した被検査体の画像には、蛍光の成分の他にノイズ成分が含まれている。このため、従来の内視鏡装置では、図 2 A の (c) に示したように蛍光の成分の光強度とノイズ成分の光強度との差が大きい場合、つまり、蛍光が微少であった場合には、ノイズ成分と蛍光の成分との判別が困難となってしまう、被検査体における蛍光の発光箇所を特定することができない場合があった。

【 0 0 4 6 】

これに対して内視鏡装置 1 は、励起光カットフィルタ 1 2 1 が出射した、図 2 A の (b) および図 2 A の (c) に示したようなノイズ成分が含まれる蛍光をハーフミラー 1 2 2 で分岐させる。そして、内視鏡装置 1 では、イメージャ 1 2 3 が、従来の内視鏡装置と同様に、ノイズ成分が含まれている状態の蛍光による撮影を行う。また、内視鏡装置 1 では、蛍光カットフィルタ 1 2 4 が、ノイズ成分が含まれている状態の蛍光から蛍光の成分を除去してノイズ成分のみを抽出し、イメージャ 1 2 5 が、ノイズ成分の光による撮影を行う。つまり、内視鏡装置 1 では、イメージャ 1 2 5 が、励起光カットフィルタ 1 2 1 によって除去することができなかった微弱励起光（微弱な可視光も含む）の波長帯域（成分）の光による撮影を行う。

【 0 0 4 7 】

そして、内視鏡装置 1 では、信号処理部 2 1 が、イメージャ 1 2 3 による撮影によって得た画素信号に基づいて微弱励起光を含んだ蛍光の画像を生成し、イメージャ 1 2 5 による撮影によって得た画素信号に基づいて微弱励起光のみの画像を生成する。その後、内視鏡装置 1 では、微弱励起光を含んだ蛍光の画像から、微弱励起光のみの画像を減算ことによって、蛍光のみの状態で撮影した被検査体の画像（蛍光成分のみの画像）を生成する。

【 0 0 4 8 】

図 2 B には、上述したような内視鏡装置 1 の処理を模式的に示している。イメージャ 1 2 3 は、図 2 B の (a) に示したような波長帯域の光、つまり、図 2 A の (b) および図 2 A の (c) に示したようなノイズ成分が含まれる蛍光による従来の内視鏡装置と同様の撮影を行い、イメージャ 1 2 5 は、図 2 B の (b) に示したような蛍光の波長帯域を除いた波長帯域の光による撮影を行う。これにより、イメージャ 1 2 3 が信号処理部 2 1 に出

力する画素信号からは、微弱励起光（微弱な可視光も含む）と蛍光とを合わせた波長帯域（成分）が含まれる画像（微弱励起光を含んだ蛍光の画像）が生成される。また、イメージャ 1 2 5 が信号処理部 2 1 に出力する画素信号からは、微弱励起光（微弱な可視光も含む）の波長帯域（成分）のみ含まれる画像（微弱励起光のみの画像）が生成される。

【 0 0 4 9 】

信号処理部 2 1 は、イメージャ 1 2 3 から入力された画素信号に基づいて生成した画像から、イメージャ 1 2 5 から入力された画素信号に基づいて生成した画像を減算した画像を生成する。つまり、信号処理部 2 1 は、微弱励起光を含んだ蛍光の画像と、微弱励起光のみの画像との差分をとった画像を生成する。これにより、信号処理部 2 1 は、図 2 B の (c) に示したような波長帯域の光が含まれる、つまり、ノイズ成分が含まれていない蛍光の波長帯域（成分）のみの画像を生成する。このようにして内視鏡装置 1 は、蛍光のみの状態で撮影した画像を生成する。

【 0 0 5 0 】

第 1 の実施形態によれば、可視光と可視光よりも長い波長帯域を含む励起光を照射する光源（光源 1 1 1）と、光源 1 1 1 に照射された被写体（被検査体）からの可視光、励起光、および励起光よりも長い波長帯域を含む蛍光が入射される撮像部と、撮像部から得られた信号を処理する信号処理部（信号処理部 2 1）と、を有し、撮像部は、少なくとも励起光が照射された被検査体からの第 1 の光（励起光および蛍光）から励起光を含む波長帯域を減衰させた第 2 の光（蛍光および微弱励起光）に基づき第 1 の画像（微弱励起光を含んだ蛍光の画像）を生成し、蛍光および微弱励起光から蛍光の波長帯域のみを除去した第

10

20

30

40

50

3の光（微弱励起光）に基づき第2の画像（微弱励起光のみの画像）を生成し、信号処理部21は、微弱励起光を含んだ蛍光の画像および微弱励起光のみの画像を用いて、蛍光を含む波長帯域の光に基づく第3の画像（蛍光成分のみの画像）を生成する赤外蛍光観察装置（内視鏡装置1）が構成される。

【0051】

また、第1の実施形態によれば、信号処理部21は、微弱励起光を含んだ蛍光の画像から微弱励起光のみの画像を減算することにより、蛍光成分のみの画像を生成する内視鏡装置1が構成される。

【0052】

また、第1の実施形態によれば、撮像部は、励起光および蛍光が入力され、蛍光および微弱励起光を出力する第1の波長選択部（励起光カットフィルタ121）と、蛍光および微弱励起光を第1の光路（イメージャ123側の光路）と第2の光路（イメージャ125側の光路）に分割するハーフミラー（ハーフミラー122）と、イメージャ123側の光路に配置され、蛍光および微弱励起光に基づき微弱励起光を含んだ蛍光の画像を生成する第1の撮像素子（イメージャ123）と、イメージャ125側の光路に配置され、蛍光および微弱励起光が入力され、蛍光を含む波長帯域を除去し、微弱励起光を出力する第2の波長選択部（蛍光カットフィルタ124）と、イメージャ125側の光路に配置され、微弱励起光に基づき微弱励起光のみの画像を生成する第2の撮像素子（イメージャ125）と、を有する内視鏡装置1が構成される。

【0053】

また、第1の実施形態によれば、赤外蛍光観察装置は、内視鏡装置（内視鏡装置1）であり、内視鏡装置1は、体内（ICGが予め投与された状態の検査対象者の体内）に挿入される挿入部（挿入部11）と、挿入部11を操作する操作部（操作部12）とを有するスコープ部（スコープ部10）と、スコープ部10と接続される外部処理部（外部処理部20）と、を有し、光源111および撮像部は、スコープ部10に配置され、信号処理部21は、外部処理部20に配置される内視鏡装置1が構成される。

【0054】

このように、第1の実施形態の内視鏡装置1では、励起光を照射することによって入射した、被検査体から反射してきた励起光と、励起光によってICGが励起して発光した蛍光とが合わさった光から励起光の成分を減衰させる。そして、励起光の成分を減衰させた光による撮影と、さらに蛍光を除去した光による撮影とのそれぞれを行い、それぞれの撮影で得られた画素信号に基づいて生成した画像の差分をとることによって、蛍光のみで撮影した被検査体の画像を生成する。これにより、第1の実施形態の内視鏡装置1では、従来の内視鏡装置のように、除去することができなかった微弱な励起光（微弱な可視光も含む）の成分をさらに除去するための仕組みを備えるよりも容易な方法で、蛍光の成分のみが含まれる被検査体の画像を得ることができる。

【0055】

つまり、第1の実施形態の内視鏡装置1では、もともとの光強度の強い励起光（可視光も含む）を除去するための仕組みを構築するのではなく、もともと光強度が弱いため除去することが容易であった蛍光を除去して得られる画像を利用した演算を行うことによって、容易に光強度の強い励起光（可視光も含む）を除去した画像を得る仕組みを構築している。しかも、第1の実施形態の内視鏡装置1において蛍光の成分のみが含まれる画像を得るための演算は、簡単な演算、つまり、差分演算のみである。これにより、第1の実施形態の内視鏡装置1では、蛍光が微少であっても、励起光と蛍光とを高い精度で分離し、蛍光の成分のみが含まれる被検査体の画像を得ることができる。

【0056】

なお、第1の実施形態の内視鏡装置1において蛍光の成分のみが含まれる画像を得るための演算は、上述したような差分演算に限定されるものではない。例えば、イメージャ123からの画素信号に基づいた微弱励起光を含んだ蛍光の画像に含まれるそれぞれの画素、およびイメージャ125からの画素信号に基づいた微弱励起光のみの画像に含まれるそ

10

20

30

40

50

それぞれの画素のいずれか一方または両方に、予め定めた画素値を乗算した後に、それぞれの画像において同じ位置に配置された画素の画素値同士の差分演算を行ってもよい。これにより、例えば、仮にイメージャ 1 2 3 の光の感度とイメージャ 1 2 5 の光の感度とが異なっていたり、ハーフミラー 1 2 2 が入射した光を分岐する割合が 1 : 1 ではなかったりしても、微弱励起光を含んだ蛍光の画像と微弱励起光のみの画像とを同様の輝度レベルの画像にすることができる。このことにより、差分演算した画像、つまり、被検査体の画像をより正確な輝度レベルにすることができる。

【 0 0 5 7 】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。なお、第 2 の実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、本発明の赤外蛍光観察装置が、内視鏡装置として構成される場合について説明する。図 3 は、本発明の第 2 の実施形態における内視鏡装置の概略構成を示した図である。

10

【 0 0 5 8 】

第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 も、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 と同様に、腹腔鏡手術用の硬性内視鏡であり、ICG などの蛍光薬剤が体内に予め投与された状態の検査対象者に対して使用される。また、内視鏡装置 2 も、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 と同様に、可視光による被検査体の撮影機能と、近赤外光などの励起光の照射によって投与した ICG が励起して蛍光発光した蛍光による被検査体の撮影機能とを備えている。

【 0 0 5 9 】

20

図 3 において、内視鏡装置 2 は、スコープ部 5 0 と、外部処理部 2 0 と、モニタ 3 0 とを備えている。内視鏡装置 2 において、スコープ部 5 0 は、挿入部 1 1 と、操作部 5 2 とから構成される。内視鏡装置 2 は、撮像部の構成が、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 に備えた撮像部の構成と異なった構成である。内視鏡装置 2 には、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 に備えた構成要素と同様の構成要素を含んでいる。従って、以下の説明においては、内視鏡装置 2 の構成要素において、図 1 に示した第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 に備えた構成要素と同様の構成要素には同一の符号を付与して、それぞれの構成要素に関する詳細な説明は省略し、内視鏡装置 2 において第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 と異なる点のみを説明する。

【 0 0 6 0 】

30

スコープ部 5 0 において、操作部 5 2 は、本発明の赤外蛍光観察装置の構成要素である励起光カットフィルタ 1 2 1 と、フィルタ切り替え部 5 2 6 と、イメージャ 1 2 3 とを有する撮像部を含んで構成される。第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 では、本発明の赤外蛍光観察装置が、光源 1 1 1 と、撮像部 (励起光カットフィルタ 1 2 1、フィルタ切り替え部 5 2 6、およびイメージャ 1 2 3) と、信号処理部 2 1 とによって構成されている。

【 0 0 6 1 】

スコープ部 5 0 に備えた挿入部 1 1 は、入射した励起光および蛍光を、スコープ部 5 0 に備えた操作部 5 2 に導光する。

【 0 0 6 2 】

操作部 5 2 に備えた撮像部は、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 のスコープ部 1 0 に備えた操作部 1 2 に備えた撮像部と同様に、イメージャ 1 2 3 が撮影して得た画素信号を、外部処理部 2 0 に出力する。

40

【 0 0 6 3 】

励起光カットフィルタ 1 2 1 は、入射した励起光および蛍光に含まれる励起光のみを反射または吸収して減衰させた光 (蛍光) を、フィルタ切り替え部 5 2 6 に出射する。なお、励起光カットフィルタ 1 2 1 から出射された光には、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 と同様に、微弱励起光を含んでいる。

【 0 0 6 4 】

フィルタ切り替え部 5 2 6 は、励起光カットフィルタ 1 2 1 から入射した光を、光学フィルタを通さずにイメージャ 1 2 3 に出射するか、光学フィルタを通してイメージャ 1 2

50

3に出射するかを切り替える。図3において、フィルタ切り替え部526内に点線で示した光透過窓5261は、励起光カットフィルタ121から入射した微弱励起光を含んだ蛍光をそのままイメージャ123に出射するための開口部である。

【0065】

フィルタ切り替え部526は、イメージャ123が撮影するフレームごとに、光学フィルタを通さずに光を出射するモードと、光学フィルタを通した光を出射するモードとを切り替える。つまり、フィルタ切り替え部526は、イメージャ123が撮影するフレームに同期して、光を出射するモードをいずれか一方のモードに切り替える。

【0066】

より具体的には、フィルタ切り替え部526は、イメージャ123が、蛍光および微弱励起光に応じた画素信号を取得するフレームのときに、光学フィルタを通さずに光を出射するモードに切り替える。これにより、励起光カットフィルタ121から入射した微弱励起光を含んだ蛍光がそのまま、光透過窓5261を通してイメージャ123に出射される。

10

【0067】

また、フィルタ切り替え部526は、イメージャ123が、微弱励起光に応じた画素信号を取得するフレームのときに、光学フィルタを通した光を出射するモードに切り替える。これにより、励起光カットフィルタ121から入射した微弱励起光を含んだ蛍光を、蛍光カットフィルタ124を通してイメージャ123に出射される。つまり、蛍光成分のみを除去した微弱励起光が、イメージャ123に出射される。

20

【0068】

なお、本発明においては、フィルタ切り替え部526がイメージャ123に出射する光を切り替える構成、つまり、それぞれのモードに応じて蛍光カットフィルタ124と光透過窓5261とを切り替える構成に関しては、特に規定しない。例えば、フィルタ切り替え部526を、蛍光カットフィルタ124と光透過窓5261とを配置した円盤で構成し、この円盤をイメージャ123が撮影するフレームに同期して回転させることによってイメージャ123に出射する光を切り替える構成であってもよい。また、例えば、フィルタ切り替え部526を、蛍光カットフィルタ124と光透過窓5261とを配置した矩形の基盤(プレート)で構成し、この基盤をイメージャ123が撮影するフレームに同期してスライドさせることによってイメージャ123に出射する光を切り替える構成であってもよい。

30

【0069】

また、本発明においては、フィルタ切り替え部526においてイメージャ123に出射する光を切り替えるタイミング、つまり、それぞれのモードを切り替えるタイミングの制御を行う構成に関しては、特に規定しない。例えば、イメージャ123を駆動する不図示の駆動回路や、内視鏡装置2における撮影を制御する不図示の撮像制御部が、いずれの光に応じた画素信号を取得するのかを表した制御信号を、イメージャ123が撮影するそれぞれのフレームのタイミングに合わせて出力し、フィルタ切り替え部526が、この制御信号に応じて、イメージャ123に出射する光を切り替える構成であってもよい。

【0070】

イメージャ123は、フィルタ切り替え部526から出射された微弱励起光を含んだ蛍光、または微弱励起光による撮影を行い、それぞれの撮影によって得られた画素信号を順次、外部処理部20に出力する。つまり、イメージャ123は、微弱励起光を含んだ蛍光による撮影を行ったフレームの画素信号と、微弱励起光による撮影を行ったフレームの画素信号とを交互に、外部処理部20に出力する。

40

【0071】

外部処理部20に備えた信号処理部21は、スコープ部50に備えた操作部52から順次入力されたそれぞれの画素信号に基づいて、蛍光に応じた画素信号のみで形成された被検査体の画像を生成し、生成した被検査体の画像をモニタ30に出力して表示させる。つまり、信号処理部21は、イメージャ123から入力された微弱励起光を含んだ蛍光に応

50

じた画素信号に基づいて生成した微弱励起光を含んだ蛍光の画像から、同じイメージャ 123 から入力された微弱励起光に応じた画素信号に基づいて生成した微弱励起光のみの画像を減算して、蛍光に応じた画素信号のみで形成された画像（蛍光成分のみの画像）を生成し、モニタ 30 に出力する。

【0072】

このような構成によって内視鏡装置 2 は、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 と同様に、検査対象者に投与された ICG を励起光によって励起させ、励起した ICG が発光した蛍光による被検査体の画像を、検査実施者に提示する。

【0073】

なお、内視鏡装置 2 の外部処理部 20 に備えた信号処理部 21 による蛍光成分のみの画像の生成方法は、信号処理部 21 に画素信号が入力されるタイミングが異なる以外は、図 2A および図 2B に示した第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 における信号処理部 21 による画像の生成方法と同様である。つまり、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 においては、イメージャ 123 とイメージャ 125 とのそれぞれから同時に、画素信号が信号処理部 21 に入力されることも考えられるが、内視鏡装置 2 では、イメージャ 123 から、それぞれのモードで撮影した画素信号が順次、信号処理部 21 に入力されることが異なるのみである。従って、内視鏡装置 2 における蛍光のみの状態で撮影した画像の生成方法に関する詳細な説明は省略する。

【0074】

第 2 の実施形態によれば、第 1 のモード（光学フィルタを通さずに光を出射するモード）と第 2 のモード（光学フィルタを通した光を出射するモード）とを順次切り替える切り替え部（フィルタ切り替え部 526）、を有し、光源（光源 111）は、光学フィルタを通さずに光を出射するモードおよび光学フィルタを通した光を出射するモードで少なくとも励起光を照射し、撮像部は、第 1 の光（励起光および蛍光）が入力され、励起光を含む波長帯域を減衰させ、第 2 の光（蛍光および微弱励起光）を所定の光路（イメージャ 123 の光路）に出力する、第 1 の波長選択部（励起光カットフィルタ 121）と、光学フィルタを通さずに光を出射するモードにおいてイメージャ 123 の光路から退避して配置され、光学フィルタを通した光を出射するモードにおいてイメージャ 123 の光路に配置され、蛍光および微弱励起光が入力され、蛍光を含む波長帯域を除去し、第 3 の光（微弱励起光）を出力する第 2 の波長選択部（蛍光カットフィルタ 124）と、イメージャ 123 の光路に配置され、光学フィルタを通さずに光を出射するモードにおいて蛍光および微弱励起光に基づき第 1 の画像（微弱励起光を含んだ蛍光の画像）を生成し、光学フィルタを通した光を出射するモードにおいて微弱励起光に基づき第 2 の画像（微弱励起光のみの画像）を生成する撮像素子（イメージャ 123）と、を有する赤外蛍光観察装置（内視鏡装置 2）が構成される。

【0075】

このように、第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 でも、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 と同様に、励起光を照射することによって入射した、被検査体から反射してきた励起光と、励起光によって ICG が励起して発光した蛍光とが合わさった光から励起光の成分を減衰させる。そして、第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 では、励起光の成分を減衰させた光による撮影（蛍光カットフィルタ 124 を通さずに光を出射するモードによる撮影）と、さらに蛍光を除去した光による撮影（蛍光カットフィルタ 124 を通した光を出射するモードによる撮影）とをフレームごとに交互に行い、それぞれの撮影で得られた画素信号に基づいて生成した画像の差分をとることによって、蛍光のみで撮影した被検査体の画像を生成する。これにより、第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 でも、従来の内視鏡装置よりも容易な方法で、蛍光の成分のみが含まれる被検査体の画像を得ることができる。このことにより、第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 でも、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 と同様に、蛍光が微弱であっても、励起光と蛍光とを高い精度で分離し、蛍光の成分のみが含まれる被検査体の画像を得ることができる。

【0076】

10

20

30

40

50

しかも、第2の実施形態の内視鏡装置2では、蛍光カットフィルタ124を通さずに光を出射するモードによる撮影と、蛍光カットフィルタ124を通した光を出射するモードによる撮影とを、同じ1つのイメージャ123が行う。このため、第2の実施形態の内視鏡装置2では、蛍光の成分のみが含まれる画像を得るための演算が、上述したような差分演算のみであっても、正確な輝度レベルの被検査体の画像を得ることができる。また、第2の実施形態の内視鏡装置2では、同じ1つのイメージャ123がそれぞれのモードでの撮影を行うため、撮影する画角がずれることがない。つまり、それぞれのモードで撮影した被検査体の位置がずれることがない。

【0077】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。なお、第3の実施形態においても、第1の実施形態および第2の実施形態と同様に、本発明の赤外蛍光観察装置が、内視鏡装置として構成される場合について説明する。図4は、本発明の第3の実施形態における内視鏡装置の概略構成を示した図である。

【0078】

第3の実施形態の内視鏡装置3も、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2と同様に、腹腔鏡手術用の硬性内視鏡であり、ICGなどの蛍光薬剤が体内に予め投与された状態の検査対象者に対して使用される。また、内視鏡装置3も、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2と同様に、可視光による被検査体の撮影機能と、近赤外光などの励起光の照射によって投与したICGが励起して蛍光発光した蛍光による被検査体の撮影機能とを備えている。

【0079】

図4において、内視鏡装置3は、スコープ部60と、外部処理部20と、モニタ30とを備えている。内視鏡装置3において、スコープ部60は、挿入部11と、操作部62とから構成される。内視鏡装置3は、撮像部の構成が、第1の実施形態の内視鏡装置1または第2の実施形態の内視鏡装置2に備えた撮像部の構成と異なった構成である。内視鏡装置3には、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2に備えた構成要素と同様の構成要素を含んでいる。従って、以下の説明においては、内視鏡装置3の構成要素において、図1に示した第1の実施形態の内視鏡装置1または図3に示した第2の実施形態の内視鏡装置2に備えた構成要素と同様の構成要素には同一の符号を付与して、それぞれの構成要素に関する詳細な説明は省略し、内視鏡装置3において第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2と異なる点のみを説明する。

【0080】

スコープ部60において、操作部62は、本発明の赤外蛍光観察装置の構成要素である励起光カットフィルタ121と、イメージャ623とを有する撮像部を含んで構成される。第3の実施形態の内視鏡装置3では、本発明の赤外蛍光観察装置が、光源111と、撮像部(励起光カットフィルタ121およびイメージャ623)と、信号処理部21とによって構成されている。

【0081】

スコープ部60に備えた挿入部11は、入射した励起光および蛍光を、スコープ部60に備えた操作部62に導光する。

【0082】

操作部62に備えた撮像部は、第1の実施形態の内視鏡装置1のスコープ部10に備えた操作部12に備えた撮像部、および第2の実施形態の内視鏡装置2のスコープ部50に備えた操作部62に備えた撮像部と同様に、イメージャ623が撮影して得た画素信号を、外部処理部20に出力する。

【0083】

励起光カットフィルタ121は、入射した励起光および蛍光に含まれる励起光のみを反射または吸収して減衰させた光(蛍光)を、イメージャ623に出射する。なお、励起光カットフィルタ121から出射された光には、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2

10

20

30

40

50

の実施形態の内視鏡装置 2 と同様に、微弱励起光を含んでいる。

【0084】

イメージャ 623 は、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 および第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 に備えたイメージャ 123 と同様に、入射した光を露光（検出）し、露光した光を光電変換した画素信号を出力する撮像素子である。また、イメージャ 623 には、異なる波長の光を露光（検出）する画素が複数配置されている。

【0085】

より具体的には、イメージャ 623 には、光が入射する側の面に、微弱励起光を含んだ蛍光を露光する画素と、微弱励起光のみを露光する画素とが複数配置されている。微弱励起光のみを露光する画素は、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 および第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 に備えた蛍光カットフィルタ 124 と同様の蛍光カットフィルタが、オンチップカラーフィルタとして貼付されている画素である。一方、微弱励起光を含んだ蛍光を露光する画素は、蛍光カットフィルタが貼付されていない画素である。つまり、微弱励起光を含んだ蛍光を露光する画素は、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 および第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 に備えたイメージャ 123 に配置されている画素と同様の画素である。

【0086】

図 5 は、本発明の第 3 の実施形態の内視鏡装置 3 に備えたイメージャ 623 における画素の配置の一例を示した図である。図 5 には、微弱励起光を含んだ蛍光を露光する画素 P1（以下、「フィルタなし画素 P1」という）と、微弱励起光のみを露光する画素 P2（以下、「フィルタあり画素 P2」という）とが、水平方向および垂直方向に交互に配置、いわゆる、市松模様に配置されているイメージャ 623 を示している。

【0087】

イメージャ 623 は、励起光カットフィルタ 121 から出射された微弱励起光を含んだ蛍光による撮影を行い、フィルタなし画素 P1 によって得た画素信号と、フィルタあり画素 P2 によって得た画素信号とのそれぞれを、外部処理部 20 に出力する。

【0088】

なお、イメージャ 623 におけるフィルタなし画素 P1 とフィルタあり画素 P2 の配置や、イメージャ 623 の構成は、上述した配置や構成に限定されるものではない。

【0089】

外部処理部 20 に備えた信号処理部 21 は、スコープ部 60 に備えた操作部 62 から入力されたそれぞれの画素信号に基づいて、蛍光に応じた画素信号のみで形成された被検査体の画像を生成する。より具体的には、信号処理部 21 は、操作部 62 に備えたイメージャ 623 から入力されたフィルタなし画素 P1 の画素信号に基づいて生成した微弱励起光を含んだ蛍光の画像から、フィルタあり画素 P2 の画素信号に基づいて生成した微弱励起光のみの画像を減算することによって、蛍光に応じた画素信号のみで形成された画像（蛍光成分のみの画像）を生成する。

【0090】

このとき、信号処理部 21 は、それぞれの画素信号に基づいた画像を生成する際に、入力された画素信号を得た画素と異なる画素が配置されている位置の画素信号、つまり、欠けている画素の画素信号を補間することによって、全ての画素の画素信号が含まれた画像を生成してから、それぞれの画像において同じ位置に配置された画素の画素値同士の差分演算を行う。より具体的には、フィルタなし画素 P1 の画素信号から微弱励起光を含んだ蛍光の画像を生成する場合、フィルタあり画素 P2 が配置されている位置のフィルタなし画素 P1 の画素信号を、周辺のフィルタなし画素 P1 の画素信号に基づいて補間する。一方、フィルタあり画素 P2 の画素信号から微弱励起光のみの画像を生成する場合、フィルタなし画素 P1 が配置されている位置のフィルタあり画素 P2 の画素信号を、周辺のフィルタあり画素 P2 の画素信号に基づいて補間する。

【0091】

なお、本発明においては、信号処理部 21 がそれぞれの画素の画素信号を補間する方法（画素の補間演算の方法）に関しては、特に規定しない。例えば、画素信号の補間方法は

10

20

30

40

50

、バイリニア法や、バイキュービック法であってもよい。また、例えば、画素信号の補間方法は、ニアレストネイバー法など、他の方法であってもよい。

【0092】

信号処理部21は、それぞれの画素の画素信号を補間して生成したそれぞれの画像の差分をとって生成した蛍光成分のみの被検査体の画像を、モニタ30に出力して表示させる。

【0093】

このような構成によって内視鏡装置3でも、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2と同様に、検査対象者に投与されたICGを励起光によって励起させ、励起したICGが発光した蛍光による被検査体の画像を、検査実施者に提示する。

10

【0094】

なお、内視鏡装置3の外部処理部20に備えた信号処理部21による蛍光成分のみの画像の生成方法は、上述したように、信号処理部21が、入力された画素信号に基づいてそれぞれの画像に含まれる画素の補間処理を行う以外は、図2Aおよび図2Bに示した第1の実施形態の内視鏡装置1における信号処理部21による画像の生成方法と同様である。従って、内視鏡装置3における蛍光のみの状態で撮影した画像の生成方法に関する詳細な説明は省略する。

【0095】

第3の実施形態によれば、撮像部は、第1の光(励起光および蛍光)が入力され、励起光を含む波長帯域を減衰させ、第2の光(蛍光および微弱励起光)を出力する第1の波長選択部(励起光カットフィルタ121)と、蛍光および微弱励起光が入力される撮像素子(イメージャ623)と、を有し、イメージャ623は、所定の面(光が入射する側の面)上に周期的に配置され、蛍光および微弱励起光に各々感度を有する、第1の画像(微弱励起光を含んだ蛍光の画像)を構成する複数の第1の画素(フィルタなし画素P1)と、光が入射する側の面上に周期的に配置され、蛍光および微弱励起光から蛍光を含む波長帯域を除去して第3の光(微弱励起光)を得るフィルタ(蛍光カットフィルタ:オンチップカラーフィルタ)を各々有し、微弱励起光に各々感度を有する、第2の画像(微弱励起光のみの画像)を構成する複数の第2の画素(フィルタあり画素P2)と、を有する赤外蛍光観察装置(内視鏡装置3)が構成される。

20

30

【0096】

また、第3の実施形態によれば、フィルタなし画素P1およびフィルタあり画素P2は、水平方向および垂直方向に交互に配置されている内視鏡装置3が構成される。

【0097】

このように、第3の実施形態の内視鏡装置3でも、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2と同様に、励起光を照射することによって入射した、被検査体から反射してきた励起光と、励起光によってICGが励起して発光した蛍光とが合わさった光から励起光の成分を減衰させる。そして、第3の実施形態の内視鏡装置3では、イメージャ623によって、励起光の成分を減衰させた光に応じた画素信号と、さらに蛍光を除去した光に応じた画素信号とを同時に取得し、取得したそれぞれの画素信号に基づいた画像を生成する。その後、第3の実施形態の内視鏡装置3でも、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2と同様に、それぞれの画像の差分をとることによって、蛍光のみで撮影した被検査体の画像を生成する。これにより、第3の実施形態の内視鏡装置3でも、従来の内視鏡装置よりも容易な方法で、蛍光の成分のみが含まれる被検査体の画像を得ることができる。このことにより、第3の実施形態の内視鏡装置3でも、第1の実施形態の内視鏡装置1および第2の実施形態の内視鏡装置2と同様に、蛍光が微少であっても、励起光と蛍光とを高い精度で分離し、蛍光の成分のみが含まれる被検査体の画像を得ることができる。

40

【0098】

しかも、第3の実施形態の内視鏡装置3では、励起光の成分を減衰させた光に応じた画

50

素信号の取得と、さらに蛍光を除去した光に応じた画素信号の取得とを、1つのイメージャ623によって効率よく行い、それぞれの画素信号を同時に出力する。このとき、第3の実施形態の内視鏡装置3では、第2の実施形態の内視鏡装置2のように、励起光の成分を減衰させた光と、さらに蛍光を除去した光とをフィルタ切り替え部526によって切り替えるのではなく、イメージャ623に備えたフィルタなし画素P1とフィルタあり画素P2とによって、それぞれの光による撮影を行う。このため、第3の実施形態の内視鏡装置3では、操作部62に備えた撮像部を、第2の実施形態の内視鏡装置2の操作部52に備えた撮像部よりも小型化することができる。

【0099】

上記に述べたように、本発明の各実施形態によれば、励起光を照射することによって入射した、被検査体から反射してきた励起光と、励起光によってICGなどの蛍光薬剤が励起して発光した蛍光とが合わさった光から、まず、励起光の成分を減衰させる。また、本発明の各実施形態では、励起光の成分を減衰させた光から、さらに蛍光を除去する。そして、本発明の各実施形態では、励起光の成分を減衰させた光による撮影と、さらに蛍光を除去した光による撮影とのそれぞれを行い、それぞれの撮影で得られた画素信号に基づいて生成した画像の差分をとることによって、蛍光のみで撮影した被検査体の画像を生成する。これにより、本発明の各実施形態では、従来技術よりも容易な方法で、かつ高い精度で、励起光と蛍光とを分離することができる。このことにより、本発明の各実施形態では、蛍光薬剤が発光した蛍光が微少であっても、蛍光の成分のみが含まれる被検査体の画像を得ることができる。

【0100】

なお、本発明の各実施形態では、本発明の赤外蛍光観察装置を構成する撮像部を、内視鏡装置のスコープ部を構成する操作部に備える（配置する）構成を示した。しかし、撮像部を配置する位置は、各実施形態において示した位置に限定されるものではない。例えば、赤外蛍光観察装置を構成する撮像部を、内視鏡装置のスコープ部を構成する挿入部の先端部に配置することもできる。この場合、内視鏡装置の挿入部を軟性とすることによって、例えば、検査実施者による操作部の操作に応じて挿入部または挿入部の先端部が屈曲する機能をもたせることができる。

【0101】

なお、本発明の各実施形態では、本発明の赤外蛍光観察装置が、内視鏡装置として構成される場合について説明した。しかし、本発明の赤外蛍光観察装置は、各実施形態において示した内視鏡装置としての構成に限定されるものではない。例えば、本発明の赤外蛍光観察装置を、顕微鏡装置として構成することもできる。この場合、本発明の赤外蛍光観察装置のそれぞれの構成要素は、顕微鏡装置における適切な位置にそれぞれ配置する。

【0102】

これによれば、赤外蛍光観察装置は、顕微鏡装置である赤外蛍光観察装置が構成される。

【0103】

以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明はこれら実施形態およびその変形例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。

また、本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

【産業上の利用可能性】

【0104】

上記各実施形態によれば、可視光および蛍光物質を励起するための励起光と、蛍光物質が発光した蛍光とを高い精度で分離し、微少な蛍光でも観察することができる赤外蛍光観察装置を提供することができる。

【符号の説明】

【0105】

10

20

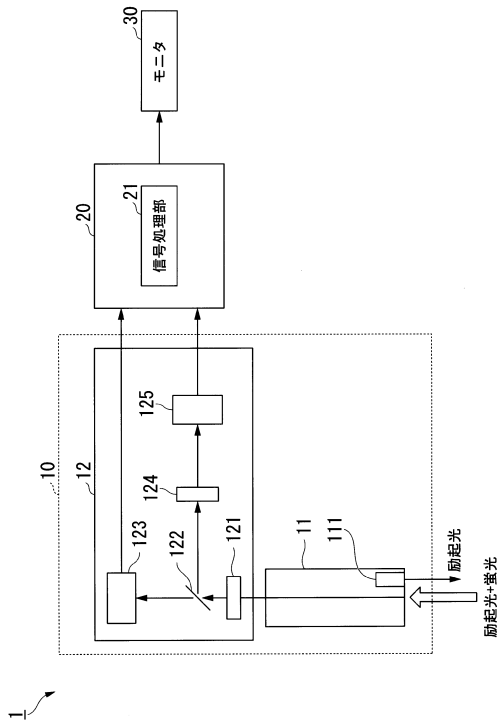
30

40

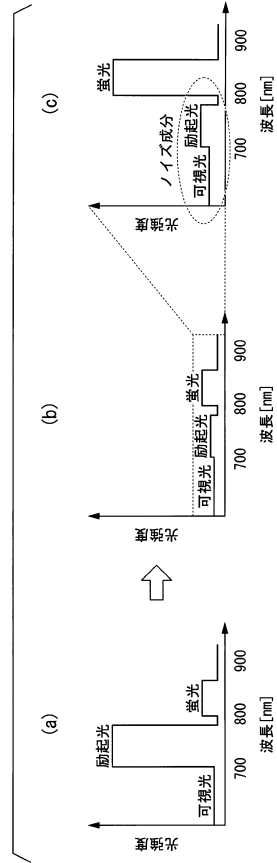
50

- 1 内視鏡装置（赤外蛍光観察装置）
- 1 0 , 5 0 , 6 0 スコープ部（光源，撮像部，スコープ部）
- 1 1 挿入部（光源，スコープ部，挿入部）
- 1 1 1 光源
- 1 2 , 5 2 , 6 2 操作部（撮像部，スコープ部，操作部）
- 1 2 1 励起光カットフィルタ（撮像部，第 1 の波長選択部）
- 1 2 2 ハーフミラー（撮像部，ハーフミラー）
- 1 2 3 イメージャ（撮像部，第 1 の撮像素子，撮像素子）
- 1 2 4 蛍光カットフィルタ（撮像部，第 2 の波長選択部）
- 1 2 5 イメージャ（撮像部，第 2 の撮像素子） 10
- 2 0 外部処理部（信号処理部，外部処理部）
- 2 1 信号処理部
- 3 0 モニタ
- 2 内視鏡装置（赤外蛍光観察装置）
- 5 0 スコープ部（光源，撮像部，スコープ部）
- 5 2 操作部（撮像部，スコープ部，操作部）
- 5 2 6 フィルタ切り替え部（切り替え部）
- 5 2 6 1 光透過窓（切り替え部）
- 3 内視鏡装置（赤外蛍光観察装置）
- 6 0 スコープ部（光源，撮像部，スコープ部） 20
- 6 2 操作部（撮像部，スコープ部，操作部）
- 6 2 3 イメージャ（撮像部，撮像素子）
- P 1 フィルタなし画素（撮像部，撮像素子，第 1 の画素）
- P 2 フィルタあり画素（撮像部，撮像素子，第 2 の画素）

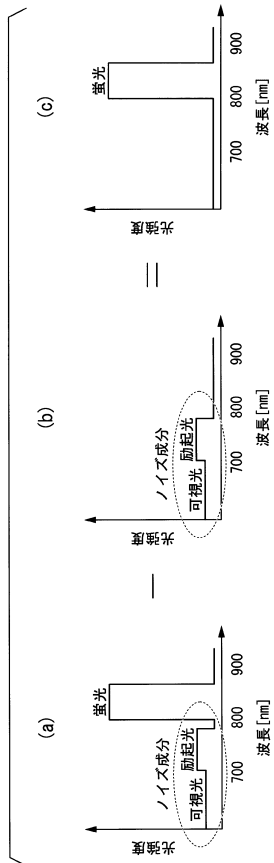
【図1】



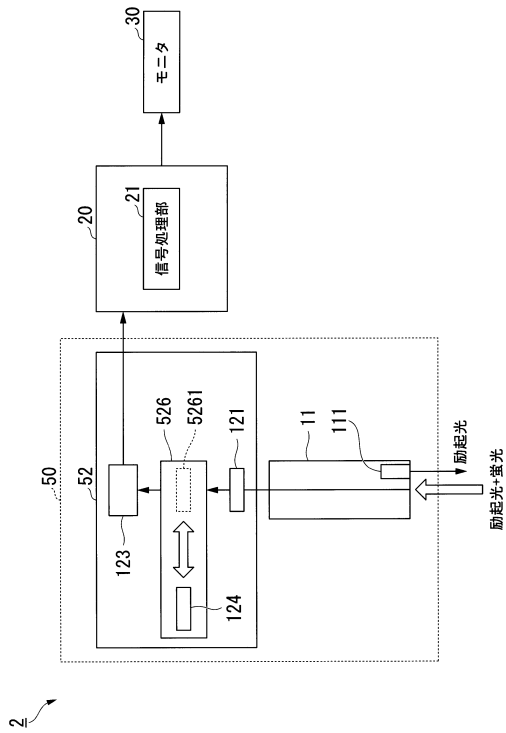
【図2A】



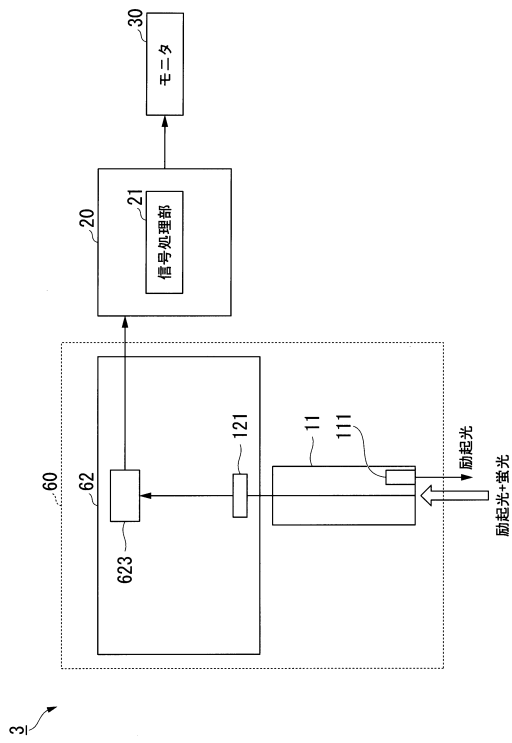
【図2B】



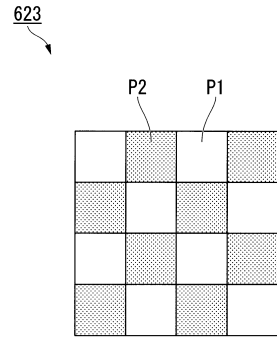
【図3】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/24 (2006.01) G 0 1 N 21/64 E
G 0 2 B 23/24 B

審査官 増淵 俊仁

(56) 参考文献 特許第 3 9 6 2 1 2 2 (J P , B 2)
特開昭 6 1 - 1 5 9 9 3 6 (J P , A)

(58) 調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 1 N 2 1 / 6 4
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	红外荧光观察装置		
公开(公告)号	JP6458142B2	公开(公告)日	2019-01-23
申请号	JP2017521360	申请日	2015-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	加藤秀一		
发明人	加藤 秀一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/06 A61B1/04 G01N21/64 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/042 A61B1/0638 A61B1/0661 G01N21/64 G01N21/6458 G01N2021/6484 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.511 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/06.531 A61B1/04.531 G01N21/64.E G02B23/24.B		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
其他公开文献	JPWO2016194101A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

照射包括比可见光和可见光长的波长带的激发光的光源和发射包括比可见光更长的波长的荧光的光源，激发光和来自照射到光源的对象的激发光的光源部分和用于处理从成像部分获得的信号的信号处理部分，其中成像部分衰减包括来自被激发光照射的对象的至少第一光的激发光的波长带基于第一光生成第一图像，基于第三光生成第二光，其中仅从第二光中去除荧光的波长带，并且信号处理单元生成第一光使用图像和第二图像，生成基于包括荧光的波长带中的光的第三图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6458142号 (P6458142)
(45) 発行日 平成31年1月23日 (2019. 1. 23)	(24) 登録日 平成30年12月28日 (2018. 12. 28)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	5 1 1
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	7 3 1
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045	6 1 0
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06	5 3 1
G O 1 N 21/64 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04	5 3 1
請求項の数 4 (全 20 頁) 最終頁に続く		
(21) 出願番号 特願2017-521360 (P2017-521360)	(73) 特許権者 000000376	
(86) (22) 出願日 平成27年6月1日 (2015. 6. 1)	オリンパス株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/065750	東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	
(87) 国際公開番号 W02016/194101	(74) 代理人 100106909	
(87) 国際公開日 平成28年12月8日 (2016. 12. 8)	弁理士 櫻井 澄雄	
審査請求日 平成30年5月21日 (2018. 5. 21)	(74) 代理人 100094400	
	弁理士 鈴木 三義	
	(74) 代理人 100086379	
	弁理士 高瀬 忠夫	
	(74) 代理人 100139686	
	弁理士 鈴木 史朗	
	(72) 発明者 加藤 秀一	
	東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	オリ
	ンパス株式会社内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 赤外蛍光観察装置		