

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-22700

(P2010-22700A)

(43) 公開日 平成22年2月4日(2010.2.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 8
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 1 2 2
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 27 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2008-189766 (P2008-189766)
 (22) 出願日 平成20年7月23日 (2008.7.23)

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. テフロン

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (72) 発明者 水由 明
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 CA04 CA22 GA02 GA05
 2H048 BB02 BB46
 4C061 BB01 BB08 CC06 DD03 HH51
 LL02 MM05 NN01 PP01 QQ02
 QQ03 QQ07 QQ09 RR04 RR26
 最終頁に続く

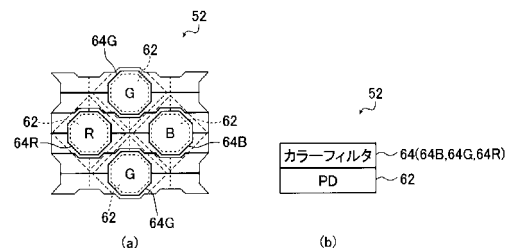
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】白色光による通常画像の解像度や各色、特にG（緑）の感度を低下させることなく、画質を低下させることなく、赤外光による赤外蛍光画像を取得することができ、構造や構成が簡単で、変更や改造が少ない、低コストである内視鏡システムを提供する。

【解決手段】白色光と赤外光とを時系列的に切り替えて射出する光源装置と、白色光および赤外光によってそれぞれ照明された観察部位のカラー画像および赤外画像を取得するための撮像デバイスと有し、撮像デバイスは、カラー画像の各画素に対応する画素を構成する複数の撮像素子、およびそれらの前面に配置されるカラーフィルタを有し、カラーフィルタは、それぞれ、複数の撮像素子に対応し、異なる電磁波を透過させる複数種類の特定波長透過フィルタを有し、その内の1種類以上の特定波長透過フィルタは、赤外波長域の特定波長域においても透過するものであり、同一の画素の前記撮像素子から白色光と赤外光との切り替えに応じた画像信号を取得することにより、上記課題を解決する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

白色光と赤外光とを時系列的に切り替えて射出するように制御可能な光源装置と、

前記光源装置から射出された前記白色光および前記赤外光によってそれぞれ照明された観察部位のカラー画像および赤外画像を取得するための撮像デバイスとを有し、

前記撮像デバイスは、取得される前記カラー画像の各画素に対応する画素を構成する複数の撮像素子、およびそれらの前面に配置されるカラーフィルタを有し、

前記カラーフィルタは、それぞれ、異なる電磁波を透過させる複数種類の特定波長透過フィルタを有し、

前記複数種類の特定波長透過フィルタが、概ね前記撮像デバイスの各画素を構成する前記複数の撮像素子に対応するようにマトリクス状に配列され、

前記複数種類の特定波長透過フィルタの内の 1 種類以上の特定波長透過フィルタは、赤外波長域の特定波長域においても透過するものであり、

同一の画素の前記撮像素子から前記白色光と前記赤外光との切り替えに応じた画像信号を取得することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記電磁波は、前記白色光を構成する R（赤）光、G（緑）光および B（青）光と、前記赤外光を含み、

前記複数種類の特定波長透過フィルタは、R フィルタ、G フィルタおよび B フィルタである請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記赤外光は、前記観察部位を照明し、前記観察部位から前記赤外波長域の特定波長域の赤外蛍光を発生させる励起光であり、前記励起光の波長域は、前記赤外蛍光の特定波長域と異なり、

前記赤外波長域の特定波長域において透過する 1 種類以上の特定波長透過フィルタは、前記励起光によって前記観察部位から発生した前記赤外蛍光を透過するフィルタであり、

前記赤外画像は、前記励起光によって前記観察部位から発生し、前記赤外蛍光を透過するフィルタを透過した前記赤外蛍光から前記撮像素子によって取得された赤外画像信号による赤外蛍光画像である請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記赤外蛍光を透過するフィルタは、前記赤外蛍光の透過率が高く、前記励起光が低い請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記赤外蛍光を透過するフィルタを 2 種以上用いて、前記励起光および前記赤外蛍光を含む赤外光の 2 種以上の赤外画像信号を取得し、取得された 2 種以上の赤外画像信号を用いて前記観察部位から発生する前記赤外蛍光の蛍光反射強度および前記観察部位で反射された前記励起光の励起光反射強度を算出し、算出された前記赤外蛍光の蛍光反射強度および前記励起光反射強度を用いて前記赤外蛍光画像および赤外励起光画像を取得する請求項 3 または 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記赤外蛍光を透過するフィルタは、B 光および前記赤外蛍光の透過率が高く、G 光および R 光の透過率が低い B フィルタである請求項 3 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記赤外蛍光を透過するフィルタは、G 光および前記赤外蛍光の透過率が高く、B 光および R 光の透過率が低い G フィルタである請求項 3 ~ 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記カラーフィルタは、

前記赤外蛍光を透過するフィルタとして、B 光および前記赤外蛍光の透過率が高く、G

10

20

30

40

50

光、R光および前記励起光の透過率が低いBフィルタおよびG光および前記赤外蛍光の透過率が高く、B光、R光および前記励起光の透過率が低いGフィルタとを有し、

さらに、R光、前記励起光および前記赤外蛍光の透過率が高く、G光およびB光の透過率が低いRフィルタとを有する請求項3～7のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記Bフィルタは、400nm～500nmおよび800nm以上の波長域の透過率が50%以上であり、380nm以下、530nm～790nmの波長域の透過率が10%以下であり、

前記Gフィルタは、490nm～580nmおよび800nm以上の波長域の透過率が50%以上であり、480nm以下、600nm～750nmの波長域の透過率が10%以下であり、

前記Rフィルタは、590nm以上の波長域の透過率が50%以上であり、580nm以下の波長域の透過率が10%以下である請求項2～7のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記カラー画像の1画素に対応する前記撮像デバイスの1画素は、4つの撮像素子によって構成され、前記カラーフィルタとして、これらの4つの撮像素子には、それぞれの前面に、1つのRフィルタ、1つのGフィルタおよび2つのGフィルタが配置される請求項1～9のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記撮像素子は、CCD素子、またはCMOS素子である請求項1～10のいずれかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関し、詳しくは、白色光による通常観察に加え、赤外光による特殊な観察が可能な内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、その挿入部が人体等の生体の体腔内に挿入されて、臓器の診断や治療、標本の採取等に使用される。内視鏡の挿入部先端には、画像を取得するための撮像デバイスや、観察部位を照明するための照明光の出射口が設けられている。内視鏡内部には、光ファイバの束（バンドル）からなるライトガイドが挿通されている。

このような内視鏡を用いる内視鏡システムでは、キセノンランプ等の白色光源がライトガイドに接続され、この光源からの白色光がライトガイドによって挿入部先端まで伝送される。こうして、挿入部先端まで伝送された白色光は、挿入部先端に設けられている出射口から照明光として出射され、観察部位を照明する。

【0003】

この照明光によって照明された観察部位から反射した戻り光は、挿入部先端に設けられている撮像デバイスに入射し、観察部位の画像を表す画像信号、例えば、R（赤）、G（緑）およびB（青）のカラー画像信号に変換され、観察部位のカラー画像として取得される。

このような観察部位のカラー画像の画像信号を得るために、内視鏡に用いられる撮像デバイスとしては、電荷結合素子（CCD(charge coupled device)）や相補形金属酸化膜半導体素子（CMOS(complementary metal oxide semiconductor)）等の撮像素子（受光素子）とカラーフィルタ、例えばR（赤）、G（緑）およびB（青）のカラーフィルタとからなる画像センサなどが用いられている。

【0004】

一方、内視鏡システムを用いて医者などの術者が患者等の体腔内の患部を観察部位として診察するときに、上述した白色光などの可視光を患部等の観察部位に照射してこれを観

10

20

30

40

50

察する通常観察とともに、生体組織の特定部位から特殊な光を得ることができる特定波長の電磁波（光）を特定部位などを含む患部に照射しこれを観察する特殊な観察が行われている。

例えば、生体組織の特定部位からの自家蛍光や生体の特定部位に注入した薬物の蛍光を観察し、観察した蛍光から生体組織の特定部位の変性や、癌などの疾患の患部を診断する技術も知られている。例えば、生体組織に励起光を照射すると、励起光よりも波長の長い蛍光が発生する。また、癌細胞においては酵素が正常な細胞よりも多く分泌されるので、細胞内の酵素により分解される蛍光剤などを生体内に注入して発生する蛍光を観察することにより、癌疾患の患部を診断することができる。

【 0 0 0 5 】

また、赤外光を生体組織に照射すると、血管組織やリンパ系組織のみから反射光を得ることができることが知られている。このような赤外光を使用した内視鏡としては、例えば非特許文献 1 に、赤外光（赤外線）の組織透過性に着目し、新型の電子内視鏡（電子スコープ）に赤外レーザ光を導入した内視鏡装置を用いて早期胃癌の深達度診断に応用する例が示されている。

この非特許文献 1 は、通常の電子内視鏡に内蔵されている C C D が近赤外光に対しても良好な感度を持つことを利用し、通常の電子内視鏡に対し、造影剤として近赤外領域に最大吸収波長を持つインドシアニングリーン（ I C G : indocyanine green ）を、赤外光源として赤外レーザ（ L D : laser diode ）を使用して、胃壁の粘膜表面から深さ 3 m m までの情報として、胃壁における血中 I G C 濃度の変化を得、粘膜より深部の情報を画像的に表現することにより深部病変の質的・量的診断の可能性を示すものであるが、赤外線電子内視鏡の基礎的検討を行っているに過ぎない。

【 0 0 0 6 】

このように、通常観察とともに赤外光を用いた特殊な観察ができる電子内視鏡システムが、特許文献 1 に開示されている。この電子内視鏡システムにおいては、カラー画像を撮像するために撮像素子前面に配置されていたカラーフィルタを、それぞれ異なる波長の電磁波を透過させる複数種類の特定波長透過フィルタを撮像素子の各画素にそれぞれ対応するようマトリクス状に配列されたカラーフィルタを開示している。

すなわち、特許文献 1 では、図 1 2 （ a ）に示すように、通常観察のためのカラー画像を撮像するために、撮像素子前面に配置されていた R 光、G 光、B 光を透過させるための I R カットフィルタ付きの R フィルタ 1 0 0 R、G フィルタ 1 0 0 G、B フィルタ 1 0 0 B を撮像デバイスの碁盤目状（正方格子状）に配置された各撮像素子（受光素子：P D（フォトダイオード）：図示せず）にそれぞれ対応するよう碁盤目状に配列されていた従来の可視波長領域のカラーフィルタ 1 0 0 を、赤外（ I R ）光を用いた特殊な観察を可能とするために、図 1 2 （ b ）に示すように、従来の可視波長領域のカラーフィルタ 1 0 0 の一部の I R カットフィルタ付きの G フィルタ 1 0 0 G を I R 光（赤外線、特に近赤外線）のみを透過させる I R フィルタ 1 1 0 I R に変更したカラーフィルタ 1 1 0 を開示している。

また、図 1 3 （ a ）に示すように、従来の可視波長領域のカラーフィルタ 1 2 4 において、撮像デバイス 1 2 0 のハニカム状に配置されている各撮像素子（ P D ） 1 2 2 上に配置された R フィルタ 1 2 4 R、G フィルタ 1 2 4 G 1、1 2 4 G 2、B フィルタ 1 2 4 B がハニカム状に配列されている場合にも、特許文献 1 にも記載されているように、碁盤目状に配列されている場合と同様に、I R 光を用いた特殊な観察を可能とするために、図 1 3 （ b ）に示すように、従来のカラーフィルタ 1 2 4 の各撮像素子 1 2 2 上の各フィルタの一部の G フィルタ 1 2 4 G 2 を I R 光（赤外線、特に近赤外線）のみを透過させる I R フィルタ 1 3 2 I R に変更して I R フィルタ 1 3 2 I R を撮像素子 1 2 2 上に搭載するカラーフィルタ 1 3 2 を持つ撮像デバイス 1 3 0 が用いられる。

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 2 には、被観察体内部の被観察領域に向けて可視波長帯域の光を含む照明光および赤外線波長帯域の異なる波長の蛍光を励起させる複数の励起光を出射する光源

10

20

30

40

50

部（照明手段）と、被観察体内部に挿入される挿入部の先端に配置され、被観察領域からの可視領域の照明光の戻り光および被観察領域から発せられる赤外領域の蛍光を撮像するＣＣＤ（撮像手段）と、ＣＣＤの光入射側に配置され、少なくとも複数の励起光を遮光するカットフィルタとを有する内視鏡装置が開示されている。

この内視鏡装置では、光源部を、可視光および励起光の波長帯域を含む光を出射するキセノンランプ等の光源と、光源から出射された光を、病変部を照明する可視波長帯域のＲ光、Ｇ光、Ｂ光および病変部に付与されている蛍光剤を励起して蛍光を発生する赤外波長帯域の２種の励起光（ＩＲ１光、ＩＲ２光）とに変換するＲフィルタ、Ｇフィルタ、ＢフィルタおよびＩＲ１フィルタ、ＩＲ２フィルタからなる照射フィルタと、照射フィルタの各カラーフィルタの切替を制御するタイミングジェネレータとで構成し、または、可視光の波長帯域を含む光を出射するキセノンランプ等の光源と、光源から出射された光を可視波長帯域のＲ光、Ｇ光およびＢ光に変換するＲフィルタ、ＧフィルタおよびＢフィルタからなる照射フィルタと、赤外波長帯域の２種の励起光（ＩＲ１光およびＩＲ２光）を出射するレーザ光源と、照射フィルタの切替およびレーザ光源からの２種の励起光の照射を制御するタイミングジェネレータとで構成するとともに、内視鏡の先端部に、レンズ系、励起光カットフィルタおよびＣＣＤからなる撮像系を設け、光源からの光を照射フィルタ、または照射フィルタおよびレーザ光源を用い、時間順次でＲ光、Ｇ光、Ｂ光、ＩＲ１光およびＩＲ２光を病変部に照射し、病変部からの戻り光としてのＲ光、Ｇ光、Ｂ光、ＩＲＦ１およびＩＲＦ２（赤外蛍光）を時間順次で、ＣＣＤに入射させ、Ｒ、Ｇ、Ｂ、ＩＲＦ１およびＩＲＦ２の画像信号を得ている。

10

20

【０００８】

【非特許文献１】「赤外線電子内視鏡の基礎的検討」高祖均、辰巳嘉英、藤野博也、時田和彦、児玉正（京都府医大）、医学の歩み、第１５０巻、第３号、第２２５～２２６頁、１９８９年７月１５日発行

【特許文献１】特開２００６－６２９９号公報

【特許文献２】特開２００６－１０２４８１号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

ところで、特許文献１に開示された電子内視鏡システムでは、図１２（ｂ）および図１３（ｂ）に示す従来のカラーフィルタ１１０および１３２を用いるが、これらのカラーフィルタ１１０および１３２においては、図１２（ａ）および図１３（ａ）に示す従来の可視波長領域のカラーフィルタ１００および１２４の一部のＩＲカットフィルタ付きのＧフィルタ１００Ｇや１２４Ｇ２を、すなわち各画素を構成する４つの撮像素子（ＰＤ）上のＩＲカットフィルタ付きのＲフィルタ、Ｂフィルタ、２個のＧフィルタの内の１個のＧフィルタ１００Ｇおよび１２４Ｇ２をＩＲフィルタ１１０ＩＲおよび１３２ＩＲで置き換えているので、通常観察のための白色光による通常画像の解像度は低下しないが、Ｇ（緑）の感度が低下することになり、その結果、画質が低下してしまうという問題がある。

30

【００１０】

一方、特許文献２に開示の内視鏡装置では、病変部に照射する光を、内視鏡に接続される光源部側において、光源から出射される光を時間順次で、ＲＧＢおよび２種のＩＲの各カラーフィルタによってＲＧＢおよび２種のＩＲの各光に切り替えて射出し、あるいは、ＲＧＢの各光の切替は同様に行い、２種のＩＲの各光のみをレーザ光源から射出して、内視鏡の挿入部の撮像系の側ではカラーフィルタを用いていないので、解像度の低下や上記Ｇ（緑）の感度低下などはないが、特許文献１に開示の撮像方式とはが全く異なり、照射フィルタを回転駆動する機構などが必要となり、特許文献１に開示の電子内視鏡システムに比べ、光源部の構成が複雑となるという問題がある。

40

【００１１】

本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解消し、白色光による通常観察に加え、赤外光による特殊な観察が可能な内視鏡システムにおいて、白色光による通常画像の解像度や

50

各色の感度、特に G（緑）の感度を低下させることなく、その結果、画質を低下させることなく、赤外光による赤外画像、特に、赤外蛍光画像を取得することができ、構造や構成が簡単で、従来の装置構成の変更や改造が少ないもしくは不要で、低コストである内視鏡システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、本発明は、白色光と赤外光とを時系列的に切り替えて射出するように制御可能な光源装置と、前記光源装置から射出された前記白色光および前記赤外光によってそれぞれ照明された観察部位のカラー画像および赤外画像を取得するための撮像デバイスとを有し、前記撮像デバイスは、取得される前記カラー画像の各画素に対応する画素を構成する複数の撮像素子、およびそれらの前面に配置されるカラーフィルタを有し、前記カラーフィルタは、それぞれ、異なる電磁波を透過させる複数種類の特定波長透過フィルタを有し、前記複数種類の特定波長透過フィルタが、概ね前記撮像デバイスの各画素を構成する前記複数の撮像素子に対応するようにマトリクス状に配列され、前記複数種類の特定波長透過フィルタの内の 1 種類以上の特定波長透過フィルタは、赤外波長域の特定波長域においても透過するものであり、同一の画素の前記撮像素子から前記白色光と前記赤外光との切り替えに応じた画像信号を取得することを特徴とする内視鏡システムを提供するものである。

10

【0013】

ここで、前記電磁波は、前記白色光を構成する R（赤）光、G（緑）光および B（青）光と、前記赤外光とを含み、前記複数種類の特定波長透過フィルタは、R フィルタ、G フィルタおよび B フィルタであるのが好ましい。

20

また、前記赤外光は、前記観察部位を照明し、前記観察部位から前記赤外波長域の特定波長域の赤外蛍光を発生させる励起光であり、前記励起光の波長域は、前記赤外蛍光の特定波長域と異なり、前記赤外波長域の特定波長域において透過する 1 種類以上の特定波長透過フィルタは、前記励起光によって前記観察部位から発生した前記赤外蛍光を透過するフィルタであり、前記赤外画像は、前記励起光によって前記観察部位から発生し、前記赤外蛍光を透過するフィルタを透過した前記赤外蛍光から前記撮像素子によって取得された赤外画像信号による赤外蛍光画像であるのが好ましい。

白色光として、光の 3 原色を構成する R 光、G 光および B 光を用い、カラー画像信号を得るためのカラーフィルタとして、R フィルタ、G フィルタおよび B フィルタを用いることにより、白色光による通常画像の解像度や各色の感度を低下させることなく、その結果画質を低下させることなく、従来と同様に、通常観察に適したカラー画像を構成するための RGB 画像信号を得ることができる。

30

また、励起光として、赤外光を用い、通常観察に適したカラー画像信号を得るためのカラーフィルタとして、赤外光によって励起されて観察部位から発生し、励起光の波長域と異なる波長域を持つ赤外蛍光を透過するフィルタを用いることにより、従来の装置構成の変更や改造をあまりすることなく、簡単かつ安価な構造や構成の装置により、励起光から分離された赤外蛍光による赤外画像信号を確実に得ることができ、特殊な観察として、非特許文献 1 に提案されているような早期胃癌の深達度診断への応用を始めとして、様々な赤外画像観察を確実にを行うことができる。

40

【0014】

また、前記赤外蛍光を透過するフィルタは、前記赤外蛍光の透過率が高く、前記励起光の透過率が低いのが好ましい。

このようなカラーフィルタを用いることにより、一般に励起光の光強度より弱い赤外蛍光も検出でき、励起光から分離された赤外蛍光画像信号を確実に得ることができ、赤外蛍光画像を確実に得ることができる。

また、前記赤外蛍光を透過するフィルタを 2 種以上用いて、前記励起光および前記赤外蛍光を含む赤外光の 2 種以上の赤外画像信号を取得し、取得された 2 種以上の赤外画像信号を用いて前記観察部位から発生する前記赤外蛍光の蛍光反射強度および前記観察部位で

50

反射された前記励起光の励起光反射強度を算出し、算出された前記赤外蛍光の蛍光反射強度および前記励起光反射強度を用いて前記赤外蛍光画像および赤外励起光画像を取得するのが好ましい。

また、前記赤外蛍光を透過するフィルタは、B光および前記赤外蛍光の透過率が高く、G光およびR光の透過率が低いBフィルタであるのが好ましい。

また、前記赤外蛍光を透過するフィルタは、G光および前記赤外蛍光の透過率が高く、B光およびR光の透過率が低いGフィルタであるのが好ましい。

このようなカラーフィルタを2種以上用いることにより、一般に励起光の光強度より弱い赤外蛍光であっても、励起光の反射による赤外励起光画像信号および励起光から分離された赤外蛍光画像信号を同時に得ることができ、赤外蛍光画像および赤外励起光画像を同時に得ることができる。

10

【0015】

また、前記カラーフィルタは、前記赤外蛍光を透過するフィルタとして、B光および前記赤外蛍光の透過率が高く、G光、R光および前記励起光の透過率が低いBフィルタおよびG光および前記赤外蛍光の透過率が高く、B光、R光および前記励起光の透過率が低いGフィルタとを有し、さらに、R光、前記励起光および前記赤外蛍光の透過率が高く、G光およびB光の透過率が低いRフィルタとを有するのが好ましい。

また、前記Bフィルタは、400nm～500nmおよび800nm以上の波長域の透過率が50%以上であり、380nm以下、530nm～790nmの波長域の透過率が10%以下であり、前記Gフィルタは、490nm～580nmおよび800nm以上の波長域の透過率が50%以上であり、480nm以下、600nm～750nmの波長域の透過率が10%以下であり、前記Rフィルタは、590nm以上の波長域の透過率が50%以上であり、580nm以下の波長域の透過率が10%以下であるのが好ましい。

20

このようなカラーフィルタを用いることにより、通常カラー画像の解像度や各色の感度や画質を低下させることなく、通常観察に適したカラー画像に加え、特殊な観察用の赤外画像として、赤外蛍光画像および赤外励起光画像を同時に得ることができる。

また、前記カラー画像の1画素に対応する前記撮像デバイスの1画素は、4つの撮像素子によって構成され、前記カラーフィルタとして、これらの4つの撮像素子には、それぞれの前面に、1つのRフィルタ、1つのGフィルタおよび2つのGフィルタが配置されるのが好ましい。

30

このようにカラーフィルタを配置することにより、特に、G（緑）の感度を低下させることなく、したがって、通常カラー画像の解像度や画質を低下させることなく、通常観察に適したカラー画像に加え、特殊な観察用の赤外画像として、赤外蛍光画像および赤外励起光画像を同時に得ることができる。

また、前記撮像素子は、CCD素子、またはCMOS素子であるのが好ましい。

このような撮像素子を用いることにより、従来の装置構成の変更や改造をあまりすることなく、簡単かつ安価な構造や構成の装置により、通常観察に供するためのカラー画像信号に加え、特殊な観察に供するための赤外画像信号として、赤外蛍光画像信号および赤外励起光画像信号を同時に得ることができる。

40

【0016】

また、前記光源装置は、第1の波長で発光する第1の発光素子と、前記第1の波長と異なる赤外波長域の波長で発光する第2の発光素子と、前記第1の発光素子の発光で励起され、前記第1の波長と異なる発光波長で第1の蛍光を発光する1以上の蛍光体を含む第3の発光素子とを有し、前記第2の発光素子の発光で励起されて、前記第3の発光素子から発光する第2の蛍光が、前記第1の発光素子の発光で励起されて、前記第3の発光素子から発光する前記第1の蛍光の1/10以下であり、前記第1の発光素子、前記第2の発光素子および前記第3の発光素子を組み合わせたり、前記第3の発光素子を透過した前記第1の発光素子の発光光と前記第3の発光素子から発光された前記第1の蛍光とが混合された白色光が前記第3の発光素子から射出されるのが好ましい。

このような光源装置を用いることにより、波長の異なる2つの発光、例えば、白色光と

50

赤外光を導光することができ、光源装置を小型化でき、細径化でき、低コストにすることができる。

【0017】

ここで、前記第2の発光素子の発光で励起されて発光する前記第2の蛍光が、前記第1の発光素子の発光で励起されて発光する前記第1の蛍光の $1/100$ 以下、または $1/10000$ 以下、もしくは前記第1の蛍光に対して実質的に無視できるのが好ましい。

また、前記光源装置は、さらに、前記第1の発光素子の発光による第1の励起光を導光する第1の光ファイバを有し、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体は、前記第1の光ファイバの出射端に配置され、前記第1の光ファイバによって導光された前記第1の励起光で励起された前記1以上の蛍光体から発光する前記第1の蛍光は、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体で混合されて前記第3の発光素子から出射され、前記第2の発光素子の発光光は、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体を通して前記第3の発光素子から出射されるのが好ましい。

このような光源装置を用いることにより、効率の良い波長の異なる2つの発光光による照明、例えば、白色照明および赤外照明ならびに装置の小型化を実現することができる。

【0018】

また、前記光源装置は、さらに、前記第2の発光素子の発光光を導光する第2の光ファイバを有し、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体は、前記第2の光ファイバの出射端にも位置するように配置され、前記第2の発光素子の発光光は、前記第2の光ファイバによって導光され、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体を通して前記第3の発光素子から出射されるのが好ましい。あるいは、さらに、前記第1の発光素子の発光による第1の励起光を導光する第1の光ファイバおよび前記第2の発光素子の発光光を導光する第2の光ファイバを有し、前記第3の発光素子の前記蛍光体は、前記第1の光ファイバの出射端および前記第2の光ファイバの出射端に配置され、前記第1の光ファイバによって導光された前記第1の励起光で励起された前記蛍光体から発光する前記第1の蛍光および前記第1の励起光は、前記第3の発光素子の前記蛍光体で混合されて前記蛍光体から出射され、前記第2の発光素子の発光光は、前記第2の光ファイバによって導光され、前記第3の発光素子の前記蛍光体を通して前記蛍光体から出射されるのが好ましい。

このような光源装置を用いても、効率の良い波長の異なる2つの発光光による照明、例えば、白色照明および赤外照明ならびに装置の小型化を実現することができる。

【0019】

また、前記第1の光ファイバと前記第2の光ファイバとは、同一の1つの光ファイバであり、この1つの光ファイバは、前記第1の発光素子の発光による前記第1の励起光および前記第2の発光素子の発光光を導光し、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体は、前記1つの光ファイバの出射端に配置され、前記1つの光ファイバによって導光された前記第1の励起光で励起された前記1以上の蛍光体から発光する前記第1の蛍光は、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体で混合されて前記第3の発光素子から出射され、前記第2の発光素子の発光光は、前記1つの光ファイバによって導光され、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体を通して前記第3の発光素子から出射されるのが好ましい。

また、前記第2の光ファイバまたは前記1つの光ファイバは、そのコアに酸化ゲルマニウムを含むのが好ましい。さらに、前記第1の発光素子の発光による第1の励起光および前記第2の発光素子の発光光を導光する1つの光ファイバを有し、前記第3の発光素子の前記蛍光体は、前記1つの光ファイバの出射端に配置され、前記1つの光ファイバによって導光された前記第1の励起光で励起された前記蛍光体から発光する前記第1の蛍光および前記第1の励起光は、前記第3の発光素子の前記蛍光体で混合されて前記蛍光体から出射され、前記第2の発光素子の発光光は、前記1つの光ファイバによって導光され、前記第3の発光素子の前記蛍光体を通して前記蛍光体から出射されるのが好ましい。

また、前記第2の発光素子は、前記第3の発光素子の前記1以上の蛍光体の下に実装されているのが好ましい。

また、前記第1の発光素子および前記第2の発光素子は、共に、同じ前記第3の発光素

子の前記 1 以上の蛍光体の下に実装されているのが好ましい。

このような 1 つの光ファイバおよび蛍光体を用いることにより、波長の異なる 2 つの発光、すなわち白色光および赤外光を同軸で導光することができ、光源装置を小型化でき、細径化でき、低コストにすることができ、効率の良い波長の異なる 2 つの発光光による照明、例えば、白色照明および赤外照明ならびに装置の小型化を実現することができる。また、白色光と赤外光との発光源をほぼ同一とすることができ、もしくは、白色光と赤外光とを同軸で導光して射出位置をほぼ同一とすることができ、例えば時系列的に白色光による通常画像と、赤外光による画像を取得して、表示する場合であっても、画像のズレや影の見え方の差を小さくして、両画像間の比較を行い易くすることができる。

【発明の効果】

10

【0020】

本発明によれば、上記構成により、白色光による通常画像の解像度や各色の感度、特に G (緑) の感度を低下させることなく、その結果画質を低下させることなく、赤外光による赤外画像、特に赤外蛍光画像を取得することができ、白色光による通常観察に加え、赤外光による特殊な観察をすることができ、構造や構成が簡単で、従来の装置構成の変更や改造が少ないもしくは不要で、低コストであり、多くの様々な用途に適用可能な内視鏡システムを提供することができる。

本発明によれば、通常観察に用いる 3 原色のカラーフィルタ、例えば、R (赤)、G (緑)、B (青) カラーフィルタを用いて可視波長領域 (可視域) の撮像を行うと共に、赤外域波長による撮像画像を、通常観察に用いる 3 原色 (R G B) のカラーフィルタ内の少なくとも一つ以上のカラーフィルタにより撮像を行うことができる。特に、赤外光で励起する赤外蛍光励起時においても、可視域の撮像を行う 3 原色 (R G B) の内の少なくとも一つ以上のカラーフィルタにより赤外励起光の反射強度を撮像素子により励起光データを取り込み、これとは別の可視域の撮像を行う 3 原色 (R G B) の内の少なくとも一つ以上のカラーフィルタにより赤外蛍光光の強度を撮像素子により赤外蛍光データを取り込み、取り込まれた励起光データおよび赤外蛍光データを適宜、演算処理することにより、各々の画像、すなわち、赤外励起光画像および赤外蛍光画像を表示することができる。

20

【0021】

また、本発明において、赤外光を透過する蛍光体を用いた白色光を出射する光源装置を用いるものでは、波長の異なる 2 つの発光を同軸で導光することができ、小型化でき、細径化でき、低コストで、用途の多い内視鏡システムを提供することができ、さらに、効率の良い白色照明および装置の小型化を実現することができ、また、白色光と赤外光との発光源をほぼ同一とすることができ、もしくは、白色光と赤外光とを同軸で導光して射出位置をほぼ同一とすることができ、特に、時系列的に白色光による通常画像と、赤外光による赤外画像を取得して、表示する場合であっても、画像のズレや影の見え方の差を小さくして、両画像間の比較を行い易くすることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

本発明に係る内視鏡システムを、添付の図面に示す好適実施例に基づいて、以下に詳細に説明する。

40

【0023】

本発明の内視鏡システムは、白色光による通常観察時には、可視域撮像素子、および 3 原色、例えば、R (赤)、G (緑)、B (青) のカラーフィルタを用いてカラー画像データを取り込み、通常カラー画像を表示すると共に、赤外光で励起する赤外蛍光観察時においても、通常観察時に用いる可視域撮像素子および 3 原色 (R G B) のカラーフィルタを用い、3 原色 (R G B) の内の少なくとも一つのカラーフィルタにより赤外励起光の反射強度を撮像素子により励起光画像データを取り込み、これとは別の 3 原色 (R G B) の内の少なくとも一つ以上のカラーフィルタにより赤外蛍光光の強度を撮像素子により赤外蛍光画像データを取り込み、取り込まれた各々の画像データを適宜、演算処理して、各々の画像、すなわち赤外励起光画像および赤外蛍光画像を表示することができるものである。

50

さらに、本発明の内視鏡システムは、時系列的に白色光と赤外励起光の切り替えを行うことにより、交互に白色光による通常のカラ－画像データと、赤外励起光の反射強度画像データや赤外蛍光画像データを取り込み、これらの画像データを演算処理して、赤外励起光による反射画像や赤外蛍光画像を白色光による通常画像とともに表示することができるものである。

【 0 0 2 4 】

図 1 は、本発明の内視鏡システムの一実施例を示す模式的断面図である。図 2 は、図 1 に示す内視鏡システムの内視鏡の先端部の一実施例を示す斜視図である。図 3 (a) および (b) は、それぞれ図 2 に示す内視鏡の先端部の撮像部に用いられる撮像デバイスの一実施例を示す模式的正面図および模式的断面図である。

10

図 1 に示す内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と制御装置 1 4 とを有している。図 1 では、内視鏡 1 2 を模式的な断面図で示し、その内部の光学系の配置および光路を示している。

【 0 0 2 5 】

内視鏡 1 2 は、先端に小型テレビカメラ (C C D カメラ) を搭載し、取得した画像情報を電気信号として制御装置 1 4 へ伝送する、いわゆる電子内視鏡である。

内視鏡 1 2 は、体内に挿入される挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の先端のアングル操作や、挿入部 1 6 の先端からの吸引、送気・送水等の操作を行うための操作部 1 8 と、内視鏡 1 2 を制御装置 1 4 に着脱可能に接続するコネクタ部 2 0 と、操作部 1 8 とコネクタ部 2 0 とをつなぐユニバーサルコード部 2 2 とからなる。

20

なお、構成を分り易く示すために、図 1 における内視鏡 1 2 の寸法比率は実際とは異ならせている。例えば、挿入部 1 6 は、実際には、他の部分に比べて大幅に細く、かつ観察部位に到達するのに十分な長さを有している。また、図 1 では省略するが、内視鏡 1 2 の内部には、画像光学系以外にも、後述する組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネル 5 8 や、送気・送水用のチャンネル 6 0 等 (図 2 参照) が設けられている。

【 0 0 2 6 】

挿入部 1 6 は、可撓性を持つ軟性部 2 4 と、アングル部 2 6 と、硬性である先端部 2 8 とから構成される。先端部 2 8 には、観察部位へ光を照射する照射口 3 0 と、検査対象となる観察部位の画像を撮像して画像情報を取得する撮像部 (C C D カメラ) 3 2 とが設けられている。なお、挿入部 1 6 の先端部 2 8 の詳細については後述する。

30

アングル部 2 6 は、軟性部 2 4 と先端部 2 8 との間に設けられ、操作部 1 8 からのワイヤ操作やアクチュエータの作動操作などにより湾曲可能な構成とされている。アングル部 2 6 は、例えば、上方へは 0 度 ~ 2 1 0 度、下方へは 0 度 ~ 9 0 度、左右へはそれぞれ 0 度 ~ 1 0 0 度というように、その内視鏡 1 2 が使用される部位等に応じて定められた任意の角度に湾曲でき、アングル部 2 6 を湾曲させることで、先端部 2 8 の照射口 3 0 および撮像部 3 2 を目的とする観察部位に向けることができる。アングル部 2 6 の最小曲げ半径は、例えば R 7 . 5 mm とされている。

【 0 0 2 7 】

制御装置 1 4 は、2つの半導体レーザ光源 (発光素子) である、励起光光源となる青色レーザダイオード (以下、L D という) (B - L D) 3 4 および赤外 L D 3 6 (I R - L D) と、青色 L D 3 4 および赤外 L D 3 6 とを時系列的に発光させるように制御する光源制御器 3 8 と、プロセッサ 4 0 とを有する。

40

光源制御器 3 8 は、交互に、白色光による撮像信号 (通常のカラ－画像信号) と、赤外光による撮像信号 (赤外励起光の画像信号 (励起光反射強度) や赤外蛍光光による赤外蛍光画像信号 (蛍光反射強度)) と電気信号としてを取り込むために、時系列的に白色光と赤外励起光の切り替えを行うように、白色光を発生させる青色 L D 3 4 と赤外 L D 3 6 とを時系列的に発光させるように制御するものである。例えば、光源制御器 3 8 は、垂直同期信号に応じて、白色光と赤外光とを交互に照射することができる。このとき、白色光による撮像信号と、赤外光による撮像信号とは、時系列的に飛び飛びに取得される。

プロセッサ 4 0 は、内視鏡 1 2 から伝送された撮像信号 (通常のカラ－画像信号、赤外

50

励起光の画像信号および赤外蛍光画像信号)をデジタル画像データ(通常のカラ画像データ、赤外励起光画像データ、赤外蛍光画像データ)信号に変換し、これらの画像データを演算処理して、また、画像処理して、白色光による通常画像とともに、赤外励起光による反射画像や赤外蛍光画像を取得し、これらの画像を映像信号として、図示しないテレビモニタ等の画像出力装置に供給して、これらの画像を表示させるためのものである。

【0028】

内視鏡12の内部には、2本の光ファイバ42および44と、1本のデータケーブル46とが挿通されており、2本の光ファイバ42および44の先端には、照射口30が配置され、1本のデータケーブルと46の先端には、撮像部32が取り付けられている。

内視鏡12の挿入部16の先端部28の照射口30の近傍において、光ファイバ42の先端には、1以上の蛍光体によって被覆されたもしくは1以上の蛍光体を含む蛍光体部48が、取り付けられて配置されている。

【0029】

光ファイバ42および44は、内視鏡12内に挿通され、一方で、内視鏡12の手元側(基端側)のコネクタ部20が制御装置14に着脱されることによりそれぞれ制御装置14の青色LD34および赤外LD36に接続され、他方で、内視鏡12のコネクタ部20からユニバーサルコード部22を経て、挿入部16の先端部28まで延在している。内視鏡12の先端部28において、光ファイバ42は、その先端が蛍光体部48の位置まで伸びており、青色LD34からの青色光を内視鏡12の先端へ向けて導光(導波)し、蛍光体部48に入射させ、照明光となる白色光(または擬似白色光)として照射口30から出射させ、光ファイバ44は、その先端が照射口30まで伸びており、赤外LD36からの赤外光を内視鏡12の先端へ向けて導光し、照射口30から出射させる。

【0030】

また、データケーブル46は、内視鏡12の撮像信号伝送用のケーブルであり、内視鏡12のコネクタ部20が制御装置14に接続されることにより、一方の端部(基端)が制御装置14のプロセッサ40に接続され、内視鏡12内を挿通して、コネクタ部20、ユニバーサルコード部22から操作部18に至り、操作部18から挿入部16の軟性部24およびアングル部26を経て先端部28に至り、他方の端部(先端)が先端部28において撮像部(CCDカメラ)32に接続される。

この撮像部32によって取得された画像情報は、データケーブル46を介してプロセッサ40に送られ、画像処理された後、所定の表示画像情報に変換され、図示しない画像出力装置に動画または静止画として出力される、例えば、CRTやLCDからなるテレビモニタ等の画像表示装置に動画または静止画として表示され、あるいはプリンタ装置で静止画像としてプリントアウトされる。

【0031】

本発明においては、青色LD34から出射され、光ファイバ42に入射した青色励起光は、光ファイバ42によって蛍光体部48へ送られ、蛍光体部48を励起する。蛍光体部48は、青色励起光の一部をそれとは異なる波長の蛍光に変換して出射するとともに、残りの励起光を透過させる。蛍光体部48から出射された蛍光と励起光が合わさって、例えば白色(擬似白色)の照明光が得られる。この白色照明光は、照射口30から出射され、観察部位を照射する。

すなわち、青色LD34から出射された青色励起光は、光ファイバ42に入射され、光ファイバ42によって導光されて、蛍光体部48に導光される。蛍光体部48に導光された青色励起光は、蛍光体部48の蛍光体を励起して、白色(または擬似白色)光に変換され、白色(または擬似白色)光として、照射口30から出射される。

【0032】

一方、赤外LD36から出射され、光ファイバ44に入射した赤外光は、光ファイバ44によって内視鏡12内を導光され、照射口30から出射され、観察部位を照射する。

すなわち、赤外LD36から出射された赤外光は、光ファイバ44に入射され、光ファイバ44によって導光されて、光ファイバ44先端から照射口30を経てそのまま出射さ

10

20

30

40

50

れる。

ここで、青色LD34、赤外LD36、光源制御器38、光ファイバ42、44および蛍光体部48は、光源装置50を構成する。なお、光源装置50においては、図示しないが、青色LD34と光ファイバ42との間および赤外LD36と光ファイバ44との間には、青色LD34からの青色励起光および赤外LD36からの赤外光をそれぞれ光ファイバ42および44に漏れなく、かつ効率よく入射させるためのコリメータレンズが配置されるのが好ましく、光ファイバ44の先端には、赤外光の拡がり角を増すための凹レンズが設けられるのが好ましい。

【0033】

なお、青色LD34としては、例えば、波長445nmの青色の半導体レーザ光源を用いることができ、蛍光体部48の蛍光体としては、例えば、YAG(YAG:Ce)(蛍光波長530~580nm)系の黄色蛍光体、あるいは α -サイアロン(α -SiAlON)と赤色領域で発光するCaAlSiN₃を用いることができる。

このような半導体レーザ光源からの青光を励起光として、このような蛍光体部48の蛍光体を励起すると、蛍光体部48からは、蛍光体部48の蛍光体によって変換された黄色から赤色にわたる蛍光あるいは赤から緑にわたる蛍光と蛍光体部48を透過した青色の励起光とが出射される。この2種類の光が合わさることで、照射口30からは、白色の発光を得ることができる。

一方、赤外LD36としては、例えば、波長785nmの半導体レーザ光源を用いることができる。このような半導体レーザ光源からの赤外光は、そのまま照射口30から出射される。

すなわち、本発明で蛍光体として、YAG(YAG:Ce²⁺)を用いる場合、波長が520nmを超えるとほとんど吸収無くなり、発光しなくなる。さらに、波長が550nmを超える発光スペクトルの長波長側では全く光らなくなる。

【0034】

本発明においては、青色LD34として、波長400~550nm、好ましくは、400~500nmの従来公知の青紫~青色半導体レーザ光源を用いることができる。

また、本発明においては、赤外LD36として、波長630nm以上、好ましくは、630~800nm、より好ましくは650~800nmの従来公知の赤~赤外半導体レーザ光源を用いることができる。

また、本発明においては、蛍光体部48の蛍光体として、青色光励起緑-黄色蛍光体(Ca, Sr, Ba)₂SiO₄:Eu²⁺(蛍光波長500~580nm)、SrGa₂S₄:Eu²⁺、 α -SiAlON:Eu²⁺、Ca₃Sc₂Si₃O₁₂:Ce³⁺、青色光励起赤色蛍光体(Ca, Sr, Ba)₂Si₅N₈:Eu²⁺、CaAlSiN₃:Eu²⁺等を用いることができる。

【0035】

内視鏡12の挿入部16の先端部28には、図2に示すように、検査対象の画像を撮像する撮像部32が配置されている。

撮像部32は、検査対象の画像情報を取得するための撮像デバイス(CCDセンサ)52と、撮像デバイス52によって検査対象を撮像するための光学系としての対物レンズ54およびレンズ54に入射した画像(光)を撮像デバイス52の撮像面に入射させるためのプリズム56とを有する。また、撮像デバイス52の出力信号は、処理基板53によって所定の処理を施されて出力される。処理基板53から出力された出力信号を伝達する出力信号線は、データケーブル46として1つにまとめられている。

【0036】

また、先端部28には、観察部位を照明するための光を投射する2本の光ファイバ42および44の先端部分が配置され、上述したように、光ファイバ42の先端には蛍光体部48が設けられ、蛍光体部48と光ファイバ44の先端は、照射口30に配置される。

さらに、先端部28には、組織の採取等を行う鉗子を検査対象の観察部位に挿入するために、内視鏡12の操作部18の基端側の鉗子口(図示せず)および挿入部16の内部に

10

20

30

40

50

挿通されている鉗子チャンネル 58 の先端側鉗子口 58a や、観察部位に空気や水等を送るために、内視鏡 12 の操作部 18 および挿入部 16 の内部に挿通されている送気 / 送水チャンネル 60 の送気 / 送水口 60a 等が開口している。

【0037】

ここで、撮像部 32 の撮像デバイス 52 は、本発明の特徴的な部分であって、図 3 (a) および (b) に示すように、カラー画像の 1 画素に対応する撮像デバイス 52 としての 1 画素を、ハニカム状の配置される 4 つの撮像素子 (受光素子) 62、図示例では、PD (発光ダイオード) と、これらの 4 つの撮像素子 62 のそれぞれの前面 (入射側) に配置される色の異なる 4 個のカラーフィルタ 64、図示例では 1 個の R フィルタ 64R、1 個の B フィルタ 64B および 2 個の G フィルタ 64G とで構成し、この画素を所定画素数、例えば、細系内視鏡では実際の PD 数で 640×480 画素、精査用途では 1280×480 画素、平面状に並列したものである。

10

【0038】

ここで、本発明に用いられる撮像素子 62 は、可視波長領域および近赤外または赤外波長領域の光を検出することができれば、すなわちこれらの光を受光して光電変換して受光量 (光強度) に応じた電気信号を出力することができるものであれば、どのようなものでも良い。例えば、通常観察用の白色光による可視画像を撮像する撮像デバイスに用いられる可視域撮像素子は、近赤外または赤外波長領域にも感度を有していることが知られているので、撮像素子 62 として、通常の可視域撮像素子、例えば、CCD 素子や CMOS 素子などを用いることができる。

20

すなわち、本発明に用いられる撮像デバイス 52 としては、CCD 素子や CMOS 素子などの通常の可視域撮像素子を用いる撮像素子 62 と、所定 (RGB) の可視波長領域に光に加え、近赤外または赤外 (IR) 波長領域の光を検出することができる RGB フィルタなどのカラーフィルタを用いるカラーフィルタ 64 とを組み合わせた CCD センサや CMOS センサなどの画像センサを用いることができる。

【0039】

また、本発明においては、撮像部 32 の撮像デバイス 52 の R フィルタ 64R、B フィルタ 64B および G フィルタ 64G、64G などのカラーフィルタ 64 は、図 3 (b) に示すように、撮像素子 62 の前面 (光入射側) に設けられるが、図 12 および図 13 に示す従来カラーフィルタにおいて、同時に配置されている IR カットフィルタが配置されていないことが特徴である。

30

また、カラーフィルタ 64 の R フィルタ 64R、B フィルタ 64B および G フィルタ 64G、64G の内、1 種以上のカラーフィルタが赤外光を透過するフィルタである必要がある。

すなわち、図 3 (a) に示す撮像デバイス 52 は、図 13 (a) に示す撮像デバイス 120 と、撮像素子およびその配置パターンならびにカラーフィルタの各 RGB フィルタの配置パターン (フィルタパターン) において同じであるが、カラーフィルタ 64 の各フィルタ 64R、64B および 64G が、IR フィルタを備えていない点および赤外光を透過する点において異なる。

【0040】

40

ところで、本発明においては、特に、光源装置 50 の赤外 LD 36 から射出される赤外光は、光ファイバ 44 の先端から照射口 30 を通って検査対象となる観察部位に励起光として照射され、反射赤外光による観察部位の観察に用いられると共に、観察部位を励起して観察部位から赤外波長領域の蛍光を発生させるものとして用いられるのが好ましい。特に、赤外 LD 36 から射出される赤外光は、観察部位に励起光として照射され、観察部位に注入された蛍光剤、例えば非特許文献 1 に開示されている赤外色素インドシアニングリーン (ICG) などの蛍光剤を励起して、照射された赤外光と異なる赤外波長域の蛍光、いわゆる赤外蛍光を発生させるものとして用いられる。そこで、撮像部 32 では、このようにして励起光として赤外光が照射された観察部位から発生する赤外蛍光および反射した赤外反射光を撮像デバイス 52 によって検出し、すなわち光電変換して画像信号 (赤外蛍

50

光画像データおよび赤外励起光画像データ)として取得する。

【0041】

したがって、撮像デバイス52のカラーフィルタ64のRフィルタ64R、Bフィルタ64BおよびGフィルタ64G、64Gの内、1種以上のカラーフィルタが、できるだけ赤外蛍光を透過し、できるだけ励起光である赤外LD36からの赤外光を透過しないカラーフィルタ、すなわち、赤外蛍光の透過率が高く、赤外LD36からの赤外光の透過率が低いカラーフィルタであるのが好ましい。

このような赤外蛍光を透過するカラーフィルタとしては、例えば、B光および赤外蛍光の透過率が高く、G光およびR光の透過率が低いBフィルタ、より好ましくは、G光およびR光の透過率に加え、さらに励起光である赤外LD36からの赤外光の透過率が低いBフィルタであるのが好ましく、また、G光および赤外蛍光の透過率が高く、B光およびR光の透過率が低いGフィルタ、より好ましくは、B光およびR光の透過率に加え、さらに励起光である赤外LD36からの赤外光の透過率が低いGフィルタであるのが好ましい。

このとき、Rフィルタとしては、R光、励起光および赤外蛍光の透過率が高く、G光およびB光の透過率が低いカラーフィルタを用いるのが好ましい。

本発明においては、撮像デバイス52のカラーフィルタ64のBフィルタ64BおよびGフィルタ64Gとして、赤外蛍光を透過するカラーフィルタとして用いることができる上述したようなBフィルタおよびGフィルタを用い、Rフィルタ64Rとして上述のRフィルタを用いるのが好ましい。

【0042】

このようなBフィルタ、GフィルタおよびRフィルタとしては、図4～図6に示す分光透過率を持つBフィルタ、GフィルタおよびRフィルタを挙げることができる。

図4は、BGR各フィルタの分光透過率の一例を示すグラフであり、図5は、図4に示すBGR各フィルタの分光透過率の600nm以上の波長域を部分的に拡大したグラフであり、図6は、図5に示すRGBフィルタの各々の分光透過率を対数表示したグラフである。なお、図4～図6において、Bフィルタを実線、Gフィルタを点線、Rフィルタを1点鎖線で示す。

図4～図6に示す分光透過率を持つBフィルタは、略400nm～略500nmおよび略800nm以上の波長域の透過率が略50%以上であり、略380nm以下、略530nm～略790nmの波長域の透過率が略10%以下である。このBフィルタは、450nm付近の波長域に略85%の透過率のピークを持ち、略860nm以上の波長域の透過率が略99%である。

また、図4～図6に示す分光透過率を持つGフィルタは、略490nm～略580nmおよび略800nm以上の波長域の透過率が略50%以上であり、略480nm以下、略600nm～略750nmの波長域の透過率が略10%以下である。このGフィルタは、530nm付近の波長域に略83%の透過率のピークを持ち、略870nm以上の波長域の透過率が略99%である。

また、図4～図6に示す分光透過率を持つRフィルタは、略590nm以上の波長域の透過率が略50%以上であり、略580nm以下の波長域の透過率が、略10%以下である。このRフィルタは、略700nm以上の波長域の透過率が略99%である。

【0043】

このような図4～図6に示す分光透過率を持つBフィルタ、GフィルタおよびRフィルタは、本発明の内視鏡システム10の内視鏡12の撮像部32の撮像デバイス52のカラーフィルタ64のBフィルタ64B、Gフィルタ64GおよびRフィルタ64Rとして好ましく用いることができる。

なお、このような図4～図6に示す分光透過率を持つBフィルタ、GフィルタおよびRフィルタは、従来のカラーフィルタ、例えば、富士フイルムエレクトロニクスマテリアルズ株式会社製のカラーフィルタ“カラーモザイク”(商品名)のRGBの各フィルタに対して各種顔料を混合することにより、得ることができる。

なお、上記実施例においては、カラーフィルタ64として、RGBの各フィルタを用い

ているが、本発明はこれに限定されず、一次独立な３色以上のフィルタを用いることができる。例えば、カラーフィルタ６４としてＣ（シアン）、Ｍ（マゼンタ）、Ｙ（イエロー）の各フィルタを用いることができる。

【００４４】

本発明の内視鏡システムにおいては、時系列的に照射される白色光および赤外光の内の赤外光を励起光として用いると共に、赤外蛍光を透過するフィルタを２種以上用いて、赤外励起光および赤外蛍光を含む赤外光の２種以上の赤外画像信号を取得し、取得された２種以上の赤外画像信号を用いて観察部位から発生する赤外蛍光の蛍光反射強度および観察部位で反射された励起光反射強度を算出し、算出された赤外蛍光の蛍光反射強度および励起光反射強度を用いて赤外蛍光画像および赤外励起光画像を取得することができる。

10

ところで、赤外光を使用した内視鏡システムとしては、上述した非特許文献１に、赤外光（赤外）線の組織透過性に着目し、電子内視鏡に赤外レーザ光（赤外ＬＤ光）を導入した内視鏡システムを用いて早期胃癌の深度診断に応用する例が開示されている。

【００４５】

そこで、図１に示す内視鏡システム１０を用い、蛍光剤として、上述した非特許文献１に開示の赤外色素インドシアニングリーン（ＩＣＧ）を用い、例えば、励起波長７８０ｎｍの励起光で励起し、観察波長８１０ｎｍで検査対象となる観察部位を蛍光観察する場合に、波長７８０ｎｍの赤外光を励起光として出射する赤外ＬＤを赤外ＬＤ３６として用いると共に、内視鏡１２の撮像部３２の撮像デバイス５２のカラーフィルタ６４のＢフィルタ６４Ｂ、Ｇフィルタ６４ＧおよびＲフィルタ６４Ｒとして、図４～図６に示す分光透過率を持つＢフィルタ、ＧフィルタおよびＲフィルタを用いて、励起光による赤外蛍光および励起光の反射光を検出する場合について説明する。

20

各Ｂフィルタ、ＧフィルタおよびＲフィルタの透過率（フレネル損失は除く）は、以下の通りである。

	７８０ｎｍ	８１０ｎｍ
Ｒフィルタ	９９．１％	９９．９％
Ｇフィルタ	２５．６％	５８．４％
Ｂフィルタ	１．４％	７４．４％

【００４６】

内視鏡システム１０の制御装置１４の赤外ＬＤ３６から波長７８０ｎｍの赤外光を出射し、光ファイバ４４によって導光し、照射口３０からＩＣＧが注入された観察部位に励起光として照射して、ＩＣＧを励起する。観察部位に注入されたＩＣＧの赤外光による励起によって発生する赤外蛍光を撮像部３２の撮像デバイス５２で画像信号として取得する。

30

ここで、赤外蛍光の波長８１０ｎｍの蛍光反射強度をＢ（青）フィルタで画像信号として取得すると、取得された画像信号には励起光の成分も加わる。

【００４７】

すなわち、波長７８０ｎｍの反射強度を P_{780} 、Ｂフィルタの透過率を $T(B_{780})$ 、波長８１０ｎｍの反射強度を P_{810} 、Ｂフィルタの透過率を $T(B_{810})$ とすると、Ｂフィルタの信号強度 $S(B)$ は、下記式（１）となる。

$$S(B) = P_{780} \times T(B_{780}) + P_{810} \times T(B_{810}) \dots (1)$$

40

Ｇ（緑）フィルタの場合も、同様に、波長７８０ｎｍの反射強度を P_{780} 、Ｇフィルタの透過率を $T(G_{780})$ 、波長８１０ｎｍの反射強度を P_{810} 、Ｇフィルタの透過率を $T(G_{810})$ とすると、Ｇフィルタの信号強度 $S(G)$ は、下記式（２）となる。

$$S(G) = P_{780} \times T(G_{780}) + P_{810} \times T(G_{810}) \dots (2)$$

【００４８】

上記式（１）および（２）の連立方程式を、 P_{780} と P_{810} とに対して解くことにより、波長８１０ｎｍの反射強度 P_{810} を求めることができ、赤外蛍光の波長８１０ｎｍにおける赤外画像信号を得ることができ、赤外蛍光による赤外蛍光画像を得ることができる。

さらに、実際の蛍光強度にたいしても、励起光の反射強度に対する信号強度の比が、所

50

定の範囲にあるかどうかで判断することもできるため、励起光強度に対して規格化した蛍光強度をより強調して表示することもできる。

【0049】

本発明の内視鏡システムを用いて、このような方法を実施することにより、上述したようなＩＣＧなどの蛍光剤を静脈注射して血管陰影を増強し、粘膜下の血管網が浮き出たせると同時に、癌巣に一致した異常血管像から早期癌の内、リンパ節転移の危険がない粘膜内癌（ｍ癌）と、リンパ節転移が７～１５％程度みられる粘膜下層まで浸潤した癌（ｓｍ癌）との鑑別に役立ち、早期癌、例えば早期胃癌の内視鏡的治療における術前検査に役立つことが期待できる。

なお、本発明の内視鏡システムは、時系列的に白色光と赤外励起光の切り替えを行うことにより、交互に白色光による通常のカラ画像データと、赤外励起光の反射強度画像データや赤外蛍光画像データを取り込み、これらの画像データを演算処理して、赤外励起光による反射画像や赤外蛍光画像を白色光による通常のカラ画像とともに表示することができるものであるので、上述した早期癌などの術前検査のみならず、早期癌の内の粘膜内癌（ｍ癌）などの内視鏡的治療自体も、同じ内視鏡システムを用いて行うことができる。

【0050】

図１に示す内視鏡システム１０においては、光源装置として、青色ＬＤ３４、赤外ＬＤ３６、光源制御器３８、光ファイバ４２、４４および蛍光体部４８を備える光源装置５０を用い、青色ＬＤ３４および赤外ＬＤ３６を時系列的に発光させ、青色ＬＤ３４からの青色励起光を光ファイバ４２で導光して、その先端に設けられた蛍光体部４８において擬似白色光として照射口３０から出射すると共に、赤外ＬＤ３６からの赤外励起光を光ファイバ４４で導光して、そのまま照射口３０から出射して、時系列的に白色光と赤外励起光を切り替えて出射しているが、本発明はこれに限定されず、時系列的に白色光と赤外励起光を切り替えて出射できれば、どのような光源装置を用いても良い。

例えば、本発明の内視鏡システムにおいて、青色励起光と赤外励起光とを１本の光ファイバで導光する光源装置を用いても良いし、特許文献１および２に開示の光源装置を用いてもよいし、時系列的に白色光と赤外励起光を切り替えて出射する従来公知の光源装置を用いても良い。

【0051】

図７は、青色励起光と赤外励起光とを１本の光ファイバで導光する光源装置を用いる本発明の内視鏡システムの他の実施例を示す模式的断面図である。図８は、図７に示す内視鏡システムの内視鏡の先端部の一実施例を示す斜視図である。図９は、図７に示す内視鏡システムに用いられる光源装置の詳細を示す模式図である。

図７に示す内視鏡システム１０ａは、図１に示す内視鏡システム１０と、内視鏡１２では２本の光ファイバ４２および４４を備えているのに対して内視鏡１２ａでは１本の光ファイバ６６のみしか備えていない点および制御装置１４ａでは赤外光と青色励起光とを１本の光ファイバ６６に入射させるための光路調整部３８を備えている点を除いて、同様な構成を有するものであるので、同一の構成要素には同一の参照符号を付し、その詳細な説明は省略し、主に相違する点について説明する。

【0052】

図７に示す内視鏡システム１０ａは、内視鏡１２ａと制御装置１４ａとを有している。

内視鏡１２ａは、内視鏡１２と同様に、先端に小型テレビカメラ（ＣＣＤ）を搭載し、取得した画像情報を電気信号として制御装置１４ａへ伝送する、いわゆる電子内視鏡であり、挿入部１６と、操作部１８と、コネクタ部２０と、ユニバーサルコード部２２とからなり、挿入部１６は、軟性部２４と、アングル部２６と、先端部２８とから構成される。

制御装置１４ａは、青色ＬＤ３４および赤外ＬＤ３６と、光源制御器３８と、プロセッサ４０と、青色ＬＤ３４からの青色光と赤外ＬＤ３６からの赤外光とを、それぞれ後述する１本の光ファイバ６６に入射させるための光路調整部６８とを有する。

【0053】

内視鏡１２ａの内部には、１本の光ファイバ６６と、１本のデータケーブル４６が挿通

10

20

30

40

50

されており、データケーブル 46 の先端には、撮像部 32 が取り付けられている。

光ファイバ 66 は、内視鏡 12 a の手元側（基端側）のコネクタ部 20 が制御装置 14 a に接続されることにより、その基端が光路調整部 68 に接続され、青色 LD 34 からの青色光と赤外 LD 36 からの赤外光とを、それぞれ光路調整部 68 を介して、内視鏡 12 a の先端へ向けて導光（導波）する。光ファイバ 66 は、内視鏡 12 a 内に挿通され、一方の端部（基端）が制御装置 14 a の光路調整部 68 に接続され、他方端部（先端）が内視鏡 12 a のコネクタ部 20 からユニバーサルコード部 22 を経て、挿入部 16 の先端部 28 まで延在している。

【0054】

図 8 に示すように、内視鏡 12 a の挿入部 16 の先端部 28 の照射口 30 の近傍において、1 以上の蛍光体によって被覆されたもしくは 1 以上の蛍光体を含む蛍光体部 48 が、光ファイバ 66 の先端に取り付けられて配置されている。

内視鏡 12 a の先端部 28 において、光ファイバ 66 は、その先端が蛍光体部 48 の位置まで伸びており、青色 LD 34 からの青色光を蛍光体部 48 に入射させ、照明光となる白色光（または擬似白色光）として照射口 30 から出射させると共に、赤外 LD 34 からの赤外光を蛍光体部 48 に入射させ、そのまま、好ましくは蛍光体部 48 に吸収させることなく、また波長変換させることなく通過させ、照射口 30 から出射させる。

【0055】

本実施例においては、青色 LD 34 から出射され、光路調整部 68 を経て光ファイバ 66 に入射した青色励起光は、光ファイバ 66 によって蛍光体部 48 へ送られ、蛍光体部 48 を励起する。蛍光体部 48 は、青色励起光の一部をそれとは異なる波長の蛍光に変換して出射するとともに、残りの励起光を透過させる。蛍光体部 48 から出射された蛍光と励起光が合わさって、例えば白色の照明光が得られる。この白色照明光は、照射口 30 から出射され、観察部位を照射する。

一方、赤外 LD 36 から出射され、光路調整部 68 を経て光ファイバ 66 に入射した赤外光は、光ファイバ 66 によって蛍光体部 48 へ送られて、蛍光体部 48 を通過し、照射口 30 から出射され、観察部位を照射する。

【0056】

すなわち、青色 LD 34 および赤外 LD 36 からそれぞれ出射された青色励起光および赤外光は、光路調整部 68 によって一致した光路とされて光ファイバ 66 に入射され、光ファイバ 66 によって導波されて、蛍光体部 48 に導入される。蛍光体部 48 に導入された青色励起光は、蛍光体部 48 の蛍光体を励起して、白色（または擬似白色）光に変換され、白色（または擬似白色）光として、照射口 30 から出射され、蛍光体部 48 に導入された赤外光は、できるだけそのまま、好ましくは蛍光体部 48 に吸収されることもなく、また、波長変換されることもなく、蛍光体部 48 を通過してそのまま赤外光として、照射口 30 から出射される。

ここで、青色 LD 34、赤外 LD 36、光路調整部 68、光ファイバ 66、光源制御器 38 および蛍光体部 48 は、光源装置 50 a を構成する。

【0057】

ここで、図 9 に、図 7 に示す内視鏡システム 10 a に用いられる光源装置 50 a の詳細を示す。

同図に示すように、光源装置 50 a は、青色励起光を出射する青色 LD 34 と、青色励起光の出射方向に対して直交する方向に赤外光を出射する赤外 LD 36 と、青色 LD 34 からの青色励起光と赤外 LD 36 からの赤外光とが交差する位置に配置され、青色励起光を透過し、赤外光を直交する方向に反射して、赤外光の光路を青色励起光の光路と一致させるダイクロイックミラー 70 と、青色 LD 34 および赤外 LD 36 とダイクロイックミラー 70 との間にそれぞれ配置されるコリメータレンズ 72 a および 72 b と、赤外光および青色励起光の一致した 1 本の光路の延長上に入射端が配置される光ファイバ 66 と、ダイクロイックミラー 70 と光ファイバ 66 との間に配置される集光レンズ 74 と、光ファイバ 66 の先端部分を保持する保持端部 76 と、保持端部 76 によって保持された光フ

10

20

30

40

50

ファイバ 66 の先端に取り付けられる蛍光体部 48 とを有する。ここで、青色 LD 34、赤外 LD 36、光路調整部 68 および光源制御器 38 は、光源部 51a を構成する。

【0058】

ここで、ダイクロイックミラー 70 と、コリメータレンズ 72a および 72b と、集光レンズ 74 とは、光路調整部 68 を構成し、また、光ファイバ 66 の先端分を保持する保持端部 76 と、蛍光体部 48 とは、発光部 78 を構成する。

また、青色 LD 34 は、本実施例の第 1 の発光素子に相当し、青色励起光は、第 1 の波長で発光する励起光に相当し、また、赤外 LD 36 は、本実施例の第 2 の発光素子に相当し、赤外光は、青色励起光の第 1 の波長と異なる第 2 の波長で発光する光に相当する。

また、発光部 78 は、第 3 の発光素子に相当し、白色光または擬似白色光は、青色励起光によって励起された蛍光体部 48 で波長変換されて、蛍光体部 48 から出射される第 1 の波長と異なる発光波長で第 1 の蛍光に相当する。

【0059】

本実施例においては、赤外光によって励起されて蛍光体部 48 から発光する蛍光（本実施例の第 2 の蛍光）は、青色励起光によって励起されて蛍光体部 48 から発光する蛍光（本実施例の第 1 の蛍光）の $1/10$ 以下であり、好ましくは $1/100$ 以下であるのが良く、より好ましくは、 $1/10000$ 以下であるのが良く。最も好ましくは、本実施例の第 2 の蛍光は、本実施例の第 1 の蛍光に対して実質的に無視できるのが良い。すなわち、最も好ましくは、蛍光体部 48 に導入された赤外光は、蛍光体部 48 の蛍光体に吸収されることもなく、また、波長変換されることもなく、蛍光体部 48 を通過してそのまま出射されるのが良い。

なお、発光部 78 の蛍光体部 48 は、その蛍光体が青色励起光によって励起され、青色励起光を波長変換して蛍光を発光し、白色光または擬似白色光として出射する。この際、波長変換された蛍光と青色励起光とが混合された光が、白色光または擬似白色光であっても良いが、波長変換された蛍光自体が、白色光または擬似白色光であっても良い。

【0060】

ここで、蛍光体部 48 は、蛍光体部分を構成する、固定、固化用樹脂と、拡散材で構成される。このとき、赤外域における蛍光体の屈折率、および固定化用樹脂、拡散材の屈折率を考慮し、赤外域に対して散乱が大きい材料系で構成することにより、赤や赤外域の光に対して散乱させる効果を追加したものであるのが良い。こうすることにより、図 1 に示す光源装置 50 のように、赤外光を導光するための光ファイバ 44 の先端に必要となる、赤外の拡がり角を増すための凹レンズを不要とすることができる。すなわち、蛍光体部 48 を構成する蛍光体ガラスや、骨材、バインダなどを適切に選択することにより、蛍光体に、赤色光や赤外光に対して散乱体として光の拡がり角を拡げる働きを付与することができる。これにより、半導体レーザ光源を用いた場合に、その可干渉性により生じるスペックルなど、撮像の障害となる現象も防ぐことができる。

なお、本実施例の好ましい特徴の 1 つは、赤外光を通す時に蛍光体部 48 の蛍光体を散乱体として用いることができるということである。

【0061】

また、図示例では、本実施例の第 1 の発光素子として青色 LD 34 を用い、本実施例の第 2 の発光素子として赤外 LD 36 を用い、本実施例の第 3 の発光素子として、青色 LD 34 からの青色励起光によって白色光となる蛍光を発する蛍光体部 48 を用いているが、本実施例はこれに限定されず、第 1 および第 2 の発光素子として、波長の異なる 2 つの半導体レーザ光源を用い、また、一方の半導体レーザ光源からの励起光によって励起される蛍光体からなる蛍光体部を備える第 3 の発光源を用い、第 3 の発光源から励起光と異なる波長の蛍光を発光させることができ、他方の半導体レーザ光源からの光によって励起される蛍光体から発光する蛍光が第 3 の発光源からの蛍光の $1/10$ 以下であれば、いかなる半導体レーザ光源を用いても良いし、いかなる蛍光体を用いても良い。

第 1 の発光素子として、例えば蛍光体の励起効率の良い、波長 405 nm の青紫光の半導体レーザ光源を用いて、光の変換効率を向上させても良い。これにより、蛍光体部 48

10

20

30

40

50

の発熱量を抑えることができ、安定した発光を得ることができる。そのほかにも、半導体レーザ光源の励起光の波長および蛍光体部 48 の蛍光体の物性を選択することにより、内視鏡 12a による観察の目的に応じた色の照明光を得るようにしても良い。

【0062】

上述したように、蛍光体として、YAG (YAG:Ce²⁺) を用いる場合、波長が 520 nm を超えるとほとんど吸収が無くなり、発光しなくなる。さらに、波長が 550 nm を超える発光スペクトルの長波長側では全く光らなくなる。

また、緑の SHG レーザを光ファイバ 66 で導波させて、先端に蛍光体 48 がある場合と無い場合とを比較すると、後者では、ほとんどスペckル干渉が見られない。この理由は、蛍光体と蛍光体を固めるときの樹脂やガラスとの屈折率差により、屈折、反射、散乱等により、スペckルが発生しなくなるからである。この時の緑レーザの透過率は、50 ~ 60 % を超え、十分使用可能である。もちろん、発光スペクトルより長波長では、蛍光体の吸収はなく、固めるための樹脂、例えば、エポキシ樹脂やシリコン樹脂、ガラスでは赤外の波長程度 (~ 1500 nm) までは吸収無く問題ないといえる。

【0063】

また、上記実施例では、蛍光体部 48 の蛍光体によって、光源からの入力光 (励起光) の一部を波長変換しているが、蛍光体を選択することにより、入力光の全部を波長変換して、観察に適した所望の色の出力光を得るようにしてもよい。すなわち、上記の例では、上述したように、蛍光体を青色光で励起し、青色光の一部を黄緑色と赤色の光へ変換し、残りの青色光 (透過光) を併せて白色化しているが、さらに演色性を高めるためには、2 種以上の蛍光体を用い、例えば紫色光から紫外線 (400 nm 以下、例えば 380 nm や 365 nm) で、RGB 3 色の蛍光体を励起するのが望ましい。また、RGB にさらにオレンジを加えるなど、蛍光体をさらに増やすと、より一層演色性の高い望ましい出力光を得ることができる。

【0064】

光ファイバ 66 は、青色励起光と赤外光を共に効率よく導光できる物であるのが好ましく、また、単一コアを持つ同様の構成の光ファイバであるのが好ましい。

図 10 に、光ファイバ 66 の一実施例の断面構成を示す。光ファイバ 66 は、中心部から順に、コア 66a、クラッド 66b、ハードクラッド 66c、ポリイミドの補強材 66d、および、テフロン被覆 66e を有している。例えば、コア 66a を直径 200 μm とし、クラッド 66b の厚さを 35 μm、ハードクラッド 66c を約 5 μm、ポリイミドの補強材 66d を 5 ~ 10 μm、テフロン被覆 66e を約 100 μm とすると、光ファイバ 66 の直径は、およそ 0.3 ~ 0.5 mm となる。これは、従来のライトガイドの直径の半分以下に相当する。

光ファイバ 66 として単一コアの光ファイバを用いることで、従来のバンドルの光ファイバを用いたライトガイドのように、光ファイバ間での摩擦を生じることがなく、実質的に強度を増すことができる。また、繰り返し使用に伴う光ファイバの破損による経時的な光出力の低下という問題を防ぐことができる。さらに、内視鏡 12a の挿入部 28 の細径化を大幅に促進することや、曲げ半径を小さくすることも可能となる。

【0065】

ところで、図 1 に示す光源装置 50 に用いられている、先端の蛍光体部 48 まで青色励起光を導光する光ファイバ 42 は、青色励起光専用であるため、青色励起光を効率よく、例えば、90 % 以上の効率で導光することができるが、赤外光を通すことができない。

これに対し、図 10 に示す光ファイバ 66 は、青色励起光および赤外光の両方を導光する必要があるため、そのコア 40a に赤外光を通すための添加剤として、例えば、酸化マグネシウムが混入されているものである。この光ファイバ 66 は、酸化マグネシウムが混入されているため、青色励起光は 85 ~ 86 % の効率でしか導光できなくなるので、多少効率は落ちるが、赤外光も同様に、また同等に導光することができる。

【0066】

なお、図 1 に示す光源装置 50 に用いられる光ファイバ 42 および 44 として、図 10

10

20

30

40

50

に示すような単一コアの光ファイバを用いても良い。この場合に、光ファイバ４２および４４は、それぞれ青色励起光および赤外光の各々に専用の光ファイバとすることができるので、効率よく、高い効率で導光することができる。

なお、本実施例に用いられる光ファイバ６６は、青色励起光および赤外光の両方を導光できれば、どのようなものでも良い。

また、赤外光を通すために光ファイバ６６のコア６６ａに混入する添加剤も、光ファイバ６６に、青色励起光および赤外光の両方を導光できる機能を付与できれば、どのようなものでも良い。

【００６７】

次に、ダイクロイックミラー７０は、光路調整部６８を構成するもので、青色ＬＤ３４から出射された青色励起光を透過し、赤外ＬＤ３６から出射された赤外光を直交する方向に反射して、赤外光の光路を青色励起光の光路と一致させる半透過半反射鏡であり、図示例では、青色ＬＤ３４からの青色励起光の出射光路上であって、青色ＬＤ３４からの青色励起光と赤外ＬＤ３６からの赤外光とが交差する位置に配置される。なお、このダイクロイックミラー７０は、図示例のものに限定されず、青色ＬＤ３４から出射された青色励起光を反射し、赤外ＬＤ３６から出射された赤外光を透過して、赤外光の光路を青色励起光の光路と一致させるものであっても良い。

コリメータレンズ７２ａおよび７２ｂは、光路調整部６８を構成するもので、青色ＬＤ３４からの青色励起光と赤外ＬＤ３６からの赤外光とをそれぞれダイクロイックミラー７０の入射面に集光させるもので、凸レンズからなるものである。

また、集光レンズ７４も、光路調整部６８を構成するもので、ダイクロイックミラー７０から出射される青色励起光と赤外光とを光ファイバ６６の入射面に集光させるもので、凸レンズからなるものである。

【００６８】

保持端部７６は、発光部７８を構成するもので、光ファイバ６６の先端部を支持し、この先端部に蛍光体部４８を取り付けるためのものである。

発光部７８は、光ファイバ６６の先端部、蛍光体部４８および保持端部７６からなり、蛍光体部４８で白色光を発光させて出射させ、かつ赤外光も出射させるものである。

本実施例の光源装置５０ａにおいては、青色ＬＤ３４をＯＮすると、ダイクロイックミラー７０と光ファイバ６６の入射面に集光させるコリメータレンズ７２ａおよび７２ｂならびに集光レンズ７４を通して、光ファイバ６６の先端の蛍光体部４８に達する。この時、青色励起光と蛍光体部４８内の蛍光体からの黄色～赤色の光により、白色光となる。必要に応じて赤外ＬＤ３６を点灯させて赤外光を出射させることができる。

【００６９】

次に、図７に示す内視鏡システムの実施例の変形例について説明する。

図１１は、本発明の内視鏡システムの他の実施例を示す模式的断面図である。

図１１に示す内視鏡システム１０ｂは、図７に示す内視鏡システム１０ａと、制御装置の光源部の構成が異なる点および内視鏡の先端部に蛍光体部を備えていない点を除いて、同様な構成を有するものであるので、同一の構成要素には同一の参照符号を付し、その詳細な説明は省略し、主に相違する点について説明する。

【００７０】

同図に示す内視鏡システム１０ｂは、内視鏡１２ｂと制御装置１４ｂとを有している。

内視鏡１２ｂの挿入部１６の先端部２８において、光ファイバ６６の先端に蛍光体部を備えておらず、光ファイバ６６の先端部は、直接内視鏡１２ｂの先端部２８の先端の照射口３０に繋がっている。

制御装置１４ｂは、白色光と赤外光とを射出する光源ユニット８０および光源ユニット８０から時系列的に白色光と赤外光とを出射させるように制御する光源制御器８２を備える光源部５１ｂと、プロセッサ４０とを有する。

なお、光源ユニット８０および光源制御器８２を備える光源部５１ｂと、光ファイバ６６とは、本実施例の光源装置５０ｂを構成する。

10

20

30

40

50

【0071】

光源ユニット80は、図7～9に示す青色LED34および赤外LED36に用いられるものと同様な青色LEDチップおよび赤外LEDチップを、図7～図9に示す蛍光体部48と同様な蛍光体が混入された蛍光体入り樹脂によって同一の封止領域に封止することにより形成されたものを用いることができる。光源ユニット80は、図示しないが、例えば、共通基板上に形成された凹部に接着剤によってそれぞれ青色LEDチップおよび赤外LEDチップを固定し、凹部内の青色LEDチップおよび赤外LEDチップを蛍光体が混入された蛍光体入り樹脂によって同一の封止領域に封止して樹脂封止部を形成することによって得ることができる。

【0072】

10

このような青色LEDチップからの青光を励起光として、このような樹脂封止部の蛍光体を励起すると、樹脂封止部からは、樹脂封止部の蛍光体によって変換された黄色または黄色から赤色にわたる蛍光と樹脂封止部を透過した青色の励起光とが出射される。この2種類の光が合わさることで、光源ユニット80からは、白色の発光を得ることができる。したがって、青色LEDチップと蛍光体が混入された樹脂封止部とは、青色光励起白色LEDを構成する。

一方、赤外LEDチップから射出された赤外光は、樹脂封止部内の蛍光体をあまり励起せず、樹脂封止部内の蛍光体によって変換される蛍光も少なく、その殆どがそのまま樹脂封止部を通過し、光源ユニット80からは、赤外発光を得ることができる。

すなわち、光源ユニット80の青色LEDチップと蛍光体入り樹脂からなる樹脂封止部とは、白色（または擬似白色）LEDを構成し、樹脂封止部から白色光（または擬似白色光）を出射する。また、光源ユニット80の赤外LEDチップは、赤外光を出射し、樹脂封止部をそのまま通過させ、赤外光を外部に出射する。

20

【0073】

本実施例においては、光源ユニット80の青色LEDチップとして、上述した青色LED34と同様に、波長400～550nm、好ましくは400～500nmの従来公知の青紫～青色LED光源を用いることができる。

また、本実施例においては、光源ユニット80の赤外LEDチップとして、上述した赤外LED36と同様に、波長630nm以上、好ましくは630～800nm、より好ましくは650～800nmの従来公知の赤～赤外LED光源を用いることができる。

30

また、本実施例においては、樹脂封止部に混入させる蛍光体として、蛍光体部48内の蛍光体と同様に、青色光励起緑-黄色蛍光体 $(Ca, Sr, Ba)_2SiO_4:Eu^{2+}$ （蛍光波長500～580nm）、 $SrGa_2S_4:Eu^{2+}$ 、 $\alpha-SiAlON:Eu^{2+}$ 、 $Ca_3Sc_2Si_3O_{12}:Ce^{3+}$ 、青色光励起赤色蛍光体 $(Ca, Sr, Ba)_2Si_5N_8:Eu^{2+}$ 、 $CaAlSiN_3:Eu^{2+}$ 等を用いることができる。

【0074】

本実施例の光源ユニット80においては、赤外光によって励起されて蛍光体入り樹脂からなる樹脂封止部から発光する蛍光（本実施例の第2の蛍光）は、青色励起光によって励起されて樹脂封止部から発光する蛍光（本実施例の第1の蛍光）の1/10以下であり、好ましくは、1/100以下であるのが良く、より好ましくは、1/1000以下であるのが良く。最も好ましくは、本実施例の第2の蛍光は、本実施例の第1の蛍光に対して実質的に無視できるのが良い。すなわち、最も好ましくは、樹脂封止部を通過する赤外光は、樹脂封止部内の蛍光体に吸収されることもなく、また、波長変換されることもなく、樹脂封止部を通過してそのまま出射されるのが良い。

40

なお、樹脂封止部は、その蛍光体が青色励起光によって励起され、青色励起光を波長変換して蛍光を発光し、白色光または擬似白色光として出射する。この際、波長変換された蛍光と青色励起光とが混合された光が、白色光または擬似白色光であっても良いが、波長変換された蛍光自体が、白色光または擬似白色光であっても良い。

【0075】

ここで、樹脂封止部は、蛍光体入り樹脂を構成する、固定、固化用樹脂との屈折率差を

50

考慮し、蛍光体そのものと充填剤に対する粒径を赤外域に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料系で構成することにより、赤や赤外域の光に対して散乱させる効果を追加したものであるのが良い。こうすることにより、従来の光源装置のように、赤外光を出射する赤外LEDチップを、青色励起光を出射する青色LEDチップとは分離して蛍光体が入らない樹脂で封止する必要性を無くすることができる。すなわち、樹脂封止部の蛍光体入り樹脂を構成する蛍光体ガラスや骨材、バインダなどを適切に選択することにより、蛍光体に、赤色光や赤外光に対して散乱体として光の拡がり角を拡げる働きを付与することができる。これにより、LED光源を用いた場合に、その可干渉性により生じるスペckルなど、撮像の障害となる現象を防ぐことができる。

なお、本実施例の好ましい特徴の1つは、赤外光を通す時に樹脂封止部内の蛍光体を散乱体として用いることができるということである。

【0076】

また、図示例では、本実施例の第1の発光素子として青色LEDチップを用い、本実施例の第2の発光素子として赤外LEDチップを用い、本実施例の第3の発光素子として、青色LEDチップからの青色励起光によって白色光となる蛍光を発する蛍光体入り樹脂で封止された樹脂封止部を用いているが、本実施例はこれに限定されず、第1および第2の発光素子として、波長の異なる2つのLED光源を用い、また、一方のLED光源からの励起光によって励起される蛍光体入り樹脂で封止された樹脂封止部を備える第3の発光源を用い、第3の発光源から励起光と異なる波長の蛍光を発光させることができ、他方のLED光源からの光によって励起される蛍光体入り樹脂で封止された樹脂封止部から発光する蛍光が第3の発光源からの蛍光の1/10以下であれば、いかなるLED光源を用いても良いし、いかなる蛍光体入り樹脂を用いても良い。

なお、本実施例における青色LEDチップ、赤外LEDチップおよび樹脂封止部に混入させる蛍光体は、上述した第1実施例における青色LED34、赤外LED36および蛍光体部48内の蛍光体と同様に機能を有し、同様な効果を奏するものを用いることができる。

【0077】

以上、本発明の内視鏡システムについて詳細に説明したが、本発明は、上記実施例に限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよいのは、もちろんである。

例えば、さらに、撮像デバイスの撮像素子（受光素子）に対し、カラーフィルタの無い画素を設けて赤外蛍光の検出感度を上げて良いし、図3(a)に示す撮像デバイスの場合には、2個あるG（緑）画素に別の混合フィルタを用いて、さらに励起波長の吸収を挙げても良い。

【0078】

また、本発明の内視鏡システムは、例えば、以下のような用途にも適用することができる。すなわち、本発明の技術は、内視鏡による赤外画像観察の用途にはもちろん、内視鏡以外の赤外画像観察の用途にも用いることができる。

1. 内視鏡、血管観察、血流測定、赤外蛍光、

例えば、非特許文献の「赤外線内視鏡システムによるsentinel lymph node観察」（成宮徳親、二村浩史、藤崎順子、荒川廣志、一志公夫、田尻久雄（東京慈恵会医科大学内視鏡科、東京慈恵会医科大学外科）、内視鏡、Vol. 45、No. 12(2003) - 2338頁～2345頁）に開示されたSentinel lymph node（SN：病変部から最初にリンパ流が到達するリンパ節）診断などにも適用可能である。

この非特許文献に開示の赤外線観察でも、胃癌において、SN診断を行うためのトレーサとして色素であるindocyanine green（ICG）が用いられており、ICGが病変部に注入され、リンパ流を流れるICGのため、リンパ管が濃い青色の線として描出され、臨床例でも病変部にICG局注後、ICGがリンパ管からSNに流れていくのが明瞭に観察されたことが開示され、通常の内視鏡像に比べ、赤外線画像が明瞭であり、赤外線画像では、通常の内視鏡像で不可視なリンパ流、SNが明瞭に描出され、赤外線観察がSN診断

10

20

30

40

50

に有用な新しい方法と思われることが開示されている。

【 0 0 7 9 】

2. 術中の赤外による血管観察（例えば、NOVADQ社SPYシステムのような術中の赤外による血管観察システム）、

3. 指の血管、血流量観察システムの光源、オメガ、スペckル観察によるもの、

4. 動物の薬物動態観察システム（赤外蛍光）、

5. 歯科、矯正歯科、咬筋酸素動態の測定、義歯プラスチックの判別、

6. 蛍光スペクトル差法、

可視域と赤外域との両用は、解像度を低下させずに複数の蛍光体を使える可能性がある。そのポイントは、可視域においてもある程度透過させ、混合している顔料比率を変えることで、赤外域の吸収を変えることである。ここから、可視域と赤外域との各画素データから、演算によって励起光と蛍光光の強度を推定することが重要である。さらに、このとき、励起光強度に対する蛍光強度を示すことが重要である。

7. レーザドップラーによる蛍光の流れの視覚化

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 0 】

【図 1】本発明の内視鏡システムの一実施例を示す模式的断面図である。

【図 2】図 1 に示す内視鏡システムの内視鏡の挿入部の先端部の一実施例を示す斜視図である。

【図 3】(a) および (b) は、それぞれ図 2 に示す内視鏡の先端部の撮像部に用いられる撮像デバイスの一実施例を示す模式的正面図および模式的断面図である。

【図 4】図 3 (a) に示す撮像デバイスに用いられるカラーフィルタの RGB フィルタの各々の分光透過率の一例を示すグラフである。

【図 5】図 4 に示す RGB フィルタの各々の分光透過率の 600 nm 以上の波長域を部分的に拡大したグラフである。

【図 6】図 5 に示す RGB フィルタの各々の分光透過率を対数表示するグラフである。

【図 7】本発明の内視鏡システムの他の実施例を示す模式的断面図である。

【図 8】図 7 に示す内視鏡システムの内視鏡の先端部の一実施例を示す斜視図である。

【図 9】図 7 に示す内視鏡システムに用いられる光源装置の詳細を示す模式図である。

【図 10】図 7 に示す光源装置に用いられる光ファイバの一実施例を示す模式的断面図である。

【図 11】本発明の内視鏡システムの他の実施例を示す模式的断面図である。

【図 12】(a) および (b) は、それぞれ従来の内視鏡システムに用いられる従来の可視波長領域のカラーフィルタおよび従来の可視および赤外波長領域のカラーフィルタの配置パターンの一例を示す模式図である。

【図 13】(a) および (b) は、それぞれ従来の内視鏡システムに用いられる従来の可視波長領域のカラーフィルタおよび従来の可視および赤外波長領域のカラーフィルタの配置パターンの他の例を示す模式図である。

【符号の説明】

【 0 0 8 1 】

10、10a、10b 内視鏡システム

12、12a、12b 内視鏡

14、14a、14b 制御装置

16 挿入部

18 操作部

20 コネクタ部

22 ユニバーサルコード部

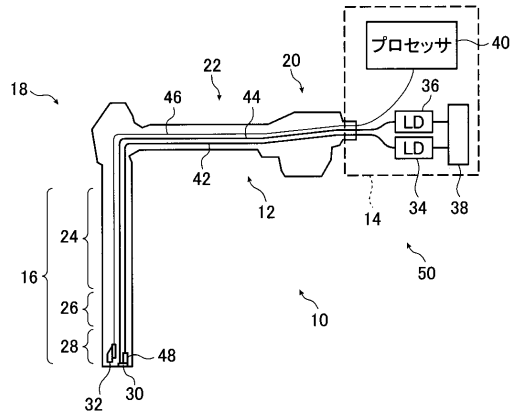
24 軟性部

26 アングル部（湾曲部）

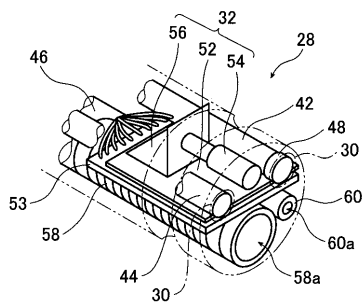
28 先端部

3 0	照射口	
3 2	撮像部 (C C D カメラ)	
3 4	青色レーザダイオード (青色 L D)	
3 6	赤外レーザダイオード (赤外 L D)	
3 8、8 2	光源制御部	
4 0	プロセッサ	
4 2、4 4、6 6	光ファイバ	
4 6	データケーブル	
4 8	蛍光体部	
5 0、5 0 a、5 0 b	光源装置	10
5 1 a、5 1 b	光源部	
5 2	撮像デバイス (C C D センサ)	
5 3	処理基板	
5 4	レンズ (対物レンズ)	
5 6	プリズム	
5 8	鉗子チャンネル	
6 0	送気・送水チャンネル	
6 2	撮像素子 (受光素子)	
6 4	カラーフィルタ	
6 4 B	B (青) フィルタ	20
6 4 G	G (緑) フィルタ	
6 4 R	R (赤) フィルタ	
6 6 a	コア	
6 6 b	クラッド	
6 6 c	ハードクラッド	
6 6 d	補強材	
6 6 e	テフロン被覆	
6 8	光路調整部	
7 0	ダイクロイックミラー	
7 2 a、7 2 b	コリメータレンズ	30
7 4	集光レンズ	
7 6	保持端部	
7 8	発光部	
8 0	光源ユニット	

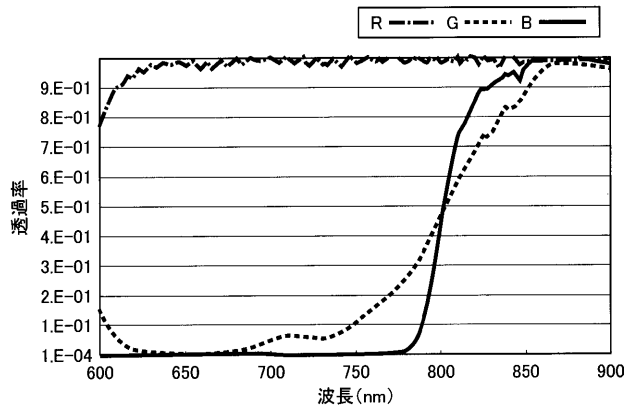
【図 1】



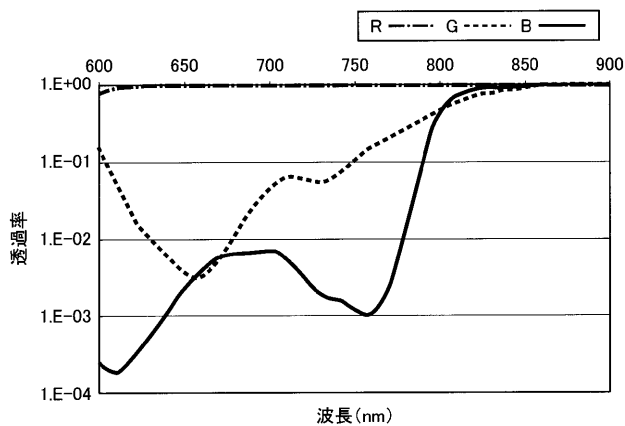
【図 2】



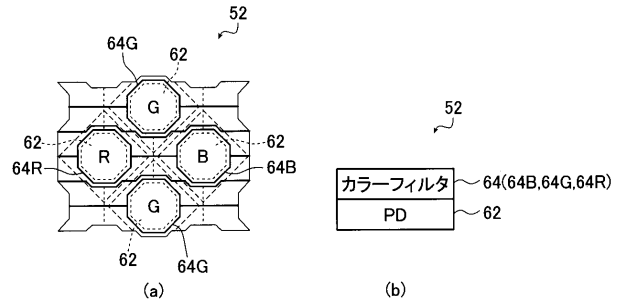
【図 5】



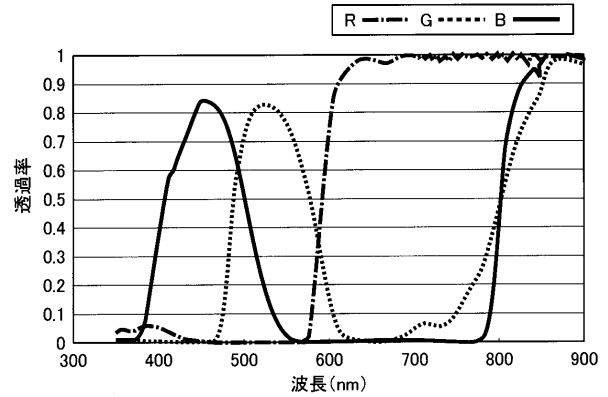
【図 6】



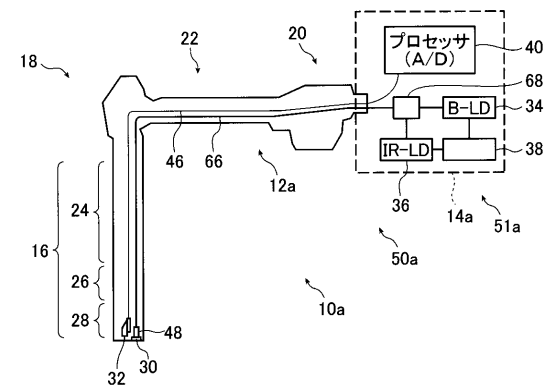
【図 3】



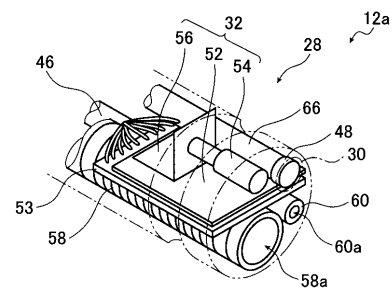
【図 4】



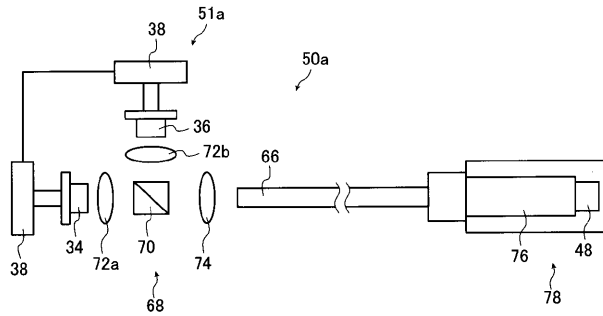
【図 7】



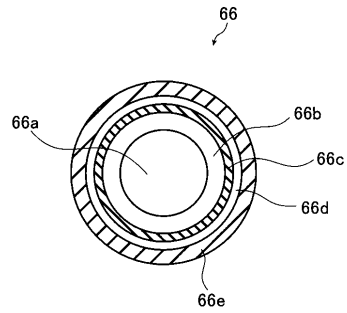
【図 8】



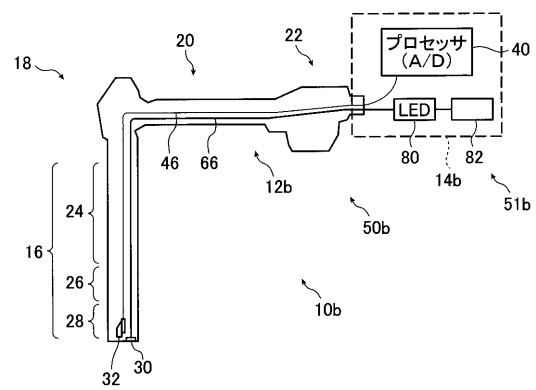
【図 9】



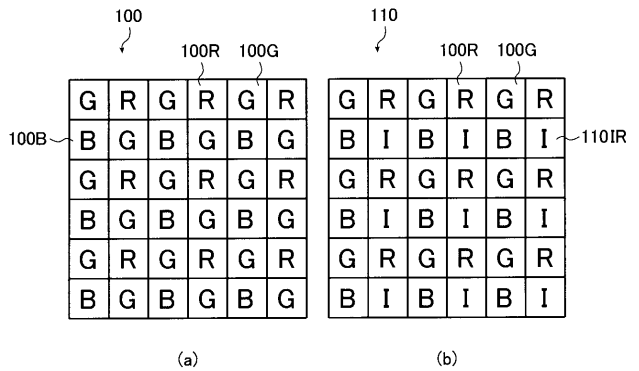
【図 10】



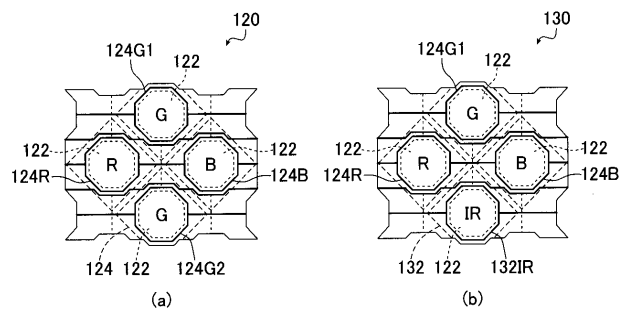
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)		
G 0 2 B	5/20	(2006.01)	G 0 2 B	23/26		C		
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	G 0 2 B	5/20	1 0 1			
H 0 4 N	5/225	(2006.01)	H 0 4 N	7/18		M		
			H 0 4 N	5/225		C		

F ターム(参考) 5C054 CC07 HA12
5C122 DA26 EA12 FB16 FB17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010022700A	公开(公告)日	2010-02-04
申请号	JP2008189766	申请日	2008-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	水由明		
发明人	水由 明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 G02B23/24 G02B5/20 H04N7/18 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/26.B G02B23/24.B G02B23/26.C G02B5/20.101 H04N7/18.M H04N5/225.C A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/06.611 A61B1/07.730 H04N5/225 H04N5/225.300 H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA05 2H048/BB02 2H048/BB46 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/PP01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR26 5C054/CC07 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA12 5C122/FB16 5C122/FB17 2H148/BD02 2H148/BF02 2H148/BG11 2H148/BH02 2H148/BH28 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

分辨率或由白色光的普通图像的颜色，不特别降低G（绿）的灵敏度，而不会降低图像质量，能够通过红外光，以获得一个红外荧光图像，结构雅本发明提供一种内窥镜系统，其结构简单，变化和改造成本低，并且成本低。白光和红外光源装置用于按时间序列和用于获取彩色图像和由白光和红外光照射分别观察部位的红外图像的光学成像发射切换包括装置，成像设备具有多个构成对应于彩色图像的每个像素，像素的成像元件，以及设置在所述前表面上的滤色器，滤色器，分别对多个摄像元件的对应于具有多种类型的特定波长的发射滤波器的用于发射不同波，一个或多个特定波长透射滤光器，其中的目的是在一个特定的波长区域，即使在发送的红外波长区域中，相同的并且获取与来自关注像素的像素的图像拾取元件的白光和红外光之间的切换相对应的图像信号。点域

