

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

**特許第5197916号  
(P5197916)**

(45) 発行日 平成25年5月15日(2013.5.15)

(24) 登録日 平成25年2月15日(2013.2.15)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 1/00 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 1/00 300 D

請求項の数 8 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2005-212229 (P2005-212229)  
 (22) 出願日 平成17年7月22日 (2005.7.22)  
 (65) 公開番号 特開2006-102481 (P2006-102481A)  
 (43) 公開日 平成18年4月20日 (2006.4.20)  
 審査請求日 平成20年5月16日 (2008.5.16)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-260617 (P2004-260617)  
 (32) 優先日 平成16年9月8日 (2004.9.8)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

前置審査

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
 (74) 代理人 100118913  
 弁理士 上田 邦生  
 (74) 代理人 100112737  
 弁理士 藤田 考晴  
 (72) 発明者 三浦 直規  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス株式会社内  
 (72) 発明者 渡邊 俊明  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
 リンパス株式会社内

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

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複数の励起光を出射する照明手段と、

前記被観察対内部に挿入される挿入部の先端に配置され、前記被観察領域からの前記照明光の戻り光および前記被観察領域から発せられる蛍光を撮像する撮像手段と、

該撮像手段の光入射側に配置され、少なくとも前記複数の励起光を遮光するカットフィルタとを備え、

前記照明手段が、赤外線波長帯域の異なる波長の蛍光をそれぞれ励起させる、赤外線波長帯域の第1の波長の励起光および前記第1の波長より長い赤外線波長帯域の第2の波長の励起光を生成する第1励起光フィルタおよび第2励起光フィルタを備える内視鏡装置。

## 【請求項 2】

前記カットフィルタが、前記複数の励起光を遮断する複数の遮断帯域の間に、前記蛍光のうちの少なくとも1つを透過する透過帯域を持つ請求項1に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 3】

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複数の蛍光を励起させる赤外線波長帯域の第1の波長の励起光と該第1の波長よりも長い赤外線波長帯域の第2の波長の励起光とを含む赤外線波長帯域の異なる波長の複数の励起光を出射する照明手段と、

前記被観察対内部に挿入される挿入部の先端に配置され、少なくとも前記被観察領域か

10

20

ら発せられる前記蛍光のうち一部の蛍光を撮像する第1の撮像手段、および、少なくとも前記被観察領域からの前記照明光の戻り光および前記被観察領域から発せられる前記蛍光のうち、前記第1の撮像手段により撮像される蛍光以外の蛍光の一部あるいは全てを撮像する第2の撮像手段と、

前記第1の撮像手段の光入射側に配置され、少なくとも前記一部の蛍光を励起させる励起光を遮光する第1カットフィルタと、

前記第2の撮像手段の光入射側に配置され、少なくとも前記蛍光を励起させる複数の励起光のうち、前記第1カットフィルタで遮光される励起光以外の励起光の一部あるいは全てを遮光する第2カットフィルタとを備える内視鏡装置。

【請求項4】

10

前記第1カットフィルタおよび前記第2カットフィルタの少なくとも一方が、前記複数の励起光を遮断する複数の遮断帯域の間に、前記蛍光のうちの少なくとも1つを透過する透過帯域を持つ請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記第1カットフィルタおよび前記第2カットフィルタの少なくとも一方は、前記複数の遮断帯域が連続的な単一の帯域である請求項4に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

前記照明手段が、前記照明光および前記複数の励起光を時間順次に切り替えて出射させる切替手段を備える請求項1から請求項5のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項7】

20

前記照明手段が、前記照明光を出射する可視光照射手段と、前記励起光を出射する励起光照射手段とを備える請求項6に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記撮像手段により撮像された蛍光画像に基づき、前記被観察対の所定の範囲から所定の蛍光が発生しているか否かを評価する蛍光評価手段を備える請求項1から請求項7のいずれかに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置および内視鏡装置を用いた蛍光評価方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、生体からの自家蛍光や生体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変性や、癌などの疾患を診断する技術が知られている。

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。生体内においても励起光により蛍光を発する物質が存在し、その物質と疾患との相互関係があることが明らかになりつつある。また、細胞内の酵素により分解されることにより蛍光を発する蛍光剤が知られている。癌細胞においてはこの酵素が正常な細胞よりも多く分泌されているため、この蛍光剤を生体内に注入することにより、癌疾患の部位を診断することが可能になるとともに、酵素の分泌量を測定することが可能になる。

40

【0003】

上述のような蛍光の観察を内視鏡により行う方法も提案されており、内視鏡を用いることにより、体腔内の癌疾患などの診断が可能となっている。

上記診断に用いられる内視鏡としては、光ファイバにより光を外部にまで誘導して観察するファイバースコープと、内視鏡の先端部に備えたCCD素子により光を観察するビデオスコープとがあり、両者とも体腔内の癌疾患などの診断が行える。ファイバースコープはその径をビデオスコープより細くできるという利点を有し、ビデオスコープは画像の解像度をファイバースコープよりも高くできるという利点を有している。

【0004】

ビデオスコープについては、径の細径化を図るとともに、観察する光の波長帯域を2つ

50

に増やして上記診断に用いやすい内視鏡装置の技術が多く提案されている（例えば、特許文献1および2参照。）。

【特許文献1】特開平8-140928号公報

【特許文献2】特開平8-224208号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述の特許文献1においては、可視光を検出するCCD素子と、所定の1波長の蛍光を検出するCCD素子とを備えた内視鏡が開示されている。

このように1波長の蛍光を検出する内視鏡においては、例えば癌細胞において蛍光を発する蛍光剤を患者に投与した際に、蛍光剤がどの部位にまで浸透しているか判らなかった。そのため、癌細胞が存在しないため蛍光が検出されないので、それとも蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのでを判別することができず、癌細胞などの検出を容易に行うことができないという問題があった。

【0006】

上述の特許文献2においては、少なくとも異なる2つの波長帯域の光を透過するフィルタと、前記2つの波長帯域を含む複数の波長帯域に感度を有するCCD素子と、を備えた内視鏡が開示されている。

【0007】

例えば2つ以上の波長帯域を2つ以上の異なる蛍光に割り当てた場合、癌細胞において所定波長の蛍光を発する一の蛍光剤と、所定波長とは異なる波長の蛍光を発する他の蛍光剤とを用いることで上述の特許文献1の問題を解決することができる。つまり、両蛍光剤がどの部位にまで浸透しているか検出することができ、癌細胞が存在しないため蛍光が検出されないので、それとも蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのでを判別することができるため、癌細胞などの検出が容易となった。

しかしながら、特許文献2において可視光と蛍光とを同時に観察するためには、可視光観察用と蛍光観察用の少なくとも2つの撮像素子を用いなければならない問題があった。

【0008】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、被観察領域の観察を容易に行うことができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明は、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複数の励起光を射出する照明手段と、前記被観察対内部に挿入される挿入部の先端に配置され、前記被観察領域からの前記照明光の戻り光および前記被観察領域から発せられる蛍光を撮像する撮像手段と、該撮像手段の光入射側に配置され、少なくとも前記複数の励起光を遮光するカットフィルタとを備え、前記照明手段が、赤外線波長帯域の異なる波長の蛍光をそれぞれ励起させる、赤外線波長帯域の第1の波長の励起光および前記第1の波長より長い赤外線波長帯域の第2の波長の励起光を生成する第1励起光フィルタおよび第2励起光フィルタを備える内視鏡装置を提供する。

【0010】

本発明によれば、被観察領域からの戻り光を撮像手段により観察することができるため、内視鏡装置によって被観察体のどの領域を観察しているかの判断が容易となる。そのため、被観察体の被観察領域を探すのが容易となり、また、発見した領域が観察対象としている被観察領域なのか判断が容易となる。

また、例えば、被観察領域の所定細胞に存在する酵素により分解され、励起光により所定波長の蛍光を発する一の蛍光剤と、励起光により所定波長とは異なる波長の蛍光を発する他の蛍光剤とを用いた場合、両蛍光剤がどの部位にまで浸透しているか撮像手段により検出することができる。そのため、被観察領域に所定細胞が存在しないため蛍光が検出さ

10

20

30

40

50

れないのか、それとも被観察領域に蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのかを判別することができるため、被観察領域の観察が容易となる。

#### 【0011】

あるいは、例えば、被観察領域の一の所定細胞に存在する酵素により分解され、励起光により所定波長の蛍光を発する一の蛍光剤と、他の所定細胞に存在する酵素により分解され、励起光により所定波長の蛍光を発する他の蛍光剤とを用いて、同時に複数の所定細胞を観察することができる。そのため、一回の被検査領域の観察で複数の所定細胞を観察することができ、被観察領域の観察が容易となる。

上記発明においては、前記カットフィルタが、前記複数の励起光を遮断する複数の遮断帯域の間に、前記蛍光のうちの少なくとも1つを透過する透過帯域を持っていてもよい。

10

#### 【0012】

本発明は、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複数の蛍光を励起させる赤外線波長帯域の第1の波長の励起光と該第1の波長よりも長い赤外線波長帯域の第2の波長の励起光とを含む赤外線波長帯域の異なる波長の複数の励起光を出射する照明手段と、前記被観察体内部に挿入される挿入部の先端に配置され、少なくとも前記被観察領域から発せられる前記蛍光のうちの一部の蛍光を撮像する第1の撮像手段、および、少なくとも前記被観察領域からの前記照明光の戻り光および前記被観察領域から発せられる前記蛍光のうち、前記第1の撮像手段に撮像された蛍光光以外の蛍光の一部あるいはすべてを撮像する第2の撮像手段と、前記第1の撮像手段の光入射側に配置され、少なくとも前記一部の蛍光を励起させる励起光を遮光する第1カットフィルタと、前記第2の撮像手段の光入射側に配置され、少なくとも前記蛍光を励起させる複数の励起光のうち、前記第1カットフィルタで遮光される励起光以外の励起光の一部あるいは全てを遮光する第2カットフィルタとを備える内視鏡装置を提供する。

20

#### 【0013】

本発明によれば、被観察領域からの戻り光を第2の観察手段により観察することができるため、内視鏡装置によって被観察体のどの領域を観察しているかの判断が容易となる。そのため、被観察体の被観察領域を探すのが容易となり、また、発見した領域が観察対象としている被観察領域なのか判断が容易となる。

また、例えば、被観察領域の所定細胞に存在する酵素により分解され、励起光により所定波長の蛍光を発する一の蛍光剤と、励起光により所定波長とは異なる波長の蛍光を発する他の蛍光剤とを用いた場合、両蛍光剤がどの部位にまで浸透しているか第1の撮像素子および第2の撮像素子により検出することができる。そのため、被観察領域に所定細胞が存在しないため蛍光が検出されないのか、それとも被観察領域に蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのかを判別することができるため、被観察領域の観察が容易となる。

30

#### 【0014】

あるいは、例えば、被観察領域の一の所定細胞に存在する酵素により分解され、励起光により所定波長の蛍光を発する一の蛍光剤と、他の所定細胞に存在する酵素により分解され、励起光により所定波長の蛍光を発する他の蛍光剤とを用いて、同時に複数の所定細胞を観察することができる。そのため、一回の被検査領域の観察で複数の所定細胞を観察することができ、被観察領域の観察が容易となる。

40

#### 【0015】

また、上記発明においては、前記照明手段が、前記照明光および前記複数の励起光を時間順次に切り替えて出射させる切替手段を有することが望ましい。

本発明によれば、被観察領域からの戻り光および被観察領域から発せられる複数の蛍光も時間順次に撮像手段、または、第1の撮像手段および第2の撮像手段に入射する。そのため、戻り光および蛍光による被観察領域の画像を時間順次に取得することができる。その結果、戻り光および蛍光による画像の処理を別々に行いややすくすることができるとともに、一つの撮像手段により、複数の波長帯域の光による被観察領域の画像を撮像すること

50

ができる。

【0016】

さらに、上記発明においては、前記照明手段が、前記照明光を出射する可視光照射手段と、前記励起光を出射する励起光照射手段と、を有することが望ましい。

本発明によれば、照明光と励起光とを別々の照射手段により出射させているため、照明光の出射タイミングと励起光の出射タイミングとを別々に制御することができる。

【0017】

上記発明においては、前記第1カットフィルタおよび前記第2カットフィルタの少なくとも一方が、前記複数の励起光を遮断する複数の遮断帯域の間に、前記蛍光のうちの少なくとも1つを透過する透過帯域を持つことが望ましい。10

本発明によれば、第1カットフィルタまたは第2カットフィルタの少なくとも一方には、複数の励起光を遮断する複数の遮断帯域が形成されるとともに、上記蛍光のうち少なくとも1つの蛍光の波長帯域が当該複数の遮断帯域の間に位置するように、上記複数の遮断帯域の波長帯域が選択されている。

そのため、例えば、一の励起光により励起される一の蛍光の波長帯域が、一の励起光の波長帯域と接近している場合であっても、カットフィルタは、一の励起光を遮断するとともに、一の蛍光を透過させることができる。

【0018】

上記発明においては、前記第1カットフィルタおよび前記第2カットフィルタの少なくとも一方は、前記複数の遮断帯域が連続的な単一の帯域であることが望ましい。20

本発明によれば、第1カットフィルタおよび第2カットフィルタの少なくとも一方は、複数の励起光の波長帯域を遮断する1つの遮断帯域を有している。そのため、複数の励起光をそれぞれ別個に遮断する複数の遮断帯域を、カットフィルタに形成する場合と比較して、カットフィルタの製造を容易にすることができる。

【0019】

上記発明においては、前記撮像手段により撮像された蛍光画像に基づき、前記被観察体の所定の範囲から所定の蛍光が発生しているか否かを評価する蛍光評価手段を有することが望ましい。

本発明によれば、蛍光評価手段を有するため、被観察体の所定の範囲において所定の蛍光が発生しているか否かを評価することにより、被観察体に導入された複数の蛍光剤が所定の範囲に浸透しているかどうかを判定できる。30

【0020】

本発明の一参考例は、内視鏡装置の挿入部から被観察体の内部に複数の励起光を照射する照射ステップと、前記被観察体において反射した前記複数の励起光を遮光し、前記被観察体内部から発生した複数の蛍光を撮像する撮像ステップと、前記撮像ステップで撮像された蛍光画像に基づき、前記被観察体の所定の範囲から所定の蛍光が発生しているか否かを評価する蛍光評価ステップと、を有する内視鏡装置を用いた蛍光評価方法を提供する。

【0021】

本参考例によれば、被観察体の所定の範囲において、所定の蛍光が発生しているか否かを評価することにより、被観察体に導入された複数の蛍光剤が所定の範囲に浸透しているか否かを判定できる。40

【0022】

上記参考例においては、前記蛍光評価ステップは、前記所定の範囲において発生した前記複数の蛍光のうちの一の蛍光における蛍光量を測定する測定ステップと、前記蛍光量に基づいて、前記複数の蛍光にかかる蛍光剤が、前記所定の範囲に浸透しているか否かを判定する判定ステップと、前記複数の蛍光剤が前記所定の範囲に浸透していると判定された場合に、前記所定の範囲において他の蛍光を検出する検出ステップと、からなることが望ましい。

【0023】

本参考例によれば、被観察体の所定の範囲において、一の蛍光の蛍光量が所定量をこえ50

るかどうかを測定する。所定量を超えない場合には、複数の蛍光剤がいずれも被観察体の所定の範囲に浸透していないと判定される。一方、所定量を超える場合には、複数の蛍光剤が所定の範囲に浸透していると判定され、他の蛍光を検出する。

この結果、他の蛍光が検出されない場合には、被観察体には蛍光剤が浸透しているが、所定細胞に存在可能な蛍光剤が所定量以上存在しないと判定することができる。

#### 【発明の効果】

#### 【0024】

本発明による内視鏡装置によれば、被観察領域からの戻り光を観察することができるため、被観察領域を探すのが容易となり、その観察が容易になるという効果を奏する。

また、複数の蛍光を観察することができるため、被観察領域に所定細胞が存在しないため蛍光が検出されないのか、被観察領域に蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのかを判別することができ、被観察領域の観察が容易になるという効果を奏する。あるいは、一回の被検査領域の観察で複数の所定細胞を観察することができ、被観察領域の観察が容易になるという効果を奏する。

#### 【0025】

また、本発明による内視鏡装置を用いた蛍光評価方法によれば、被観察領域に所定細胞が存在しないため蛍光が検出されないのか、被観察領域に蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのかを判別することができ、被観察領域の観察が容易になるという効果を奏する。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0026】

#### 〔第1の実施の形態〕

以下、本発明の第1の実施の形態について図1から図5を参照して説明する。

図1に示す内視鏡装置10は、本発明の第1の実施形態に係り、蛍光により病変部を診断する内視鏡装置である。

内視鏡装置10は、図1に示すように、可視光および励起光を時間順次に出射する光源部(照明手段)20と、生体体腔内に挿入され病変部(被観察領域)Cを撮像する内視鏡スコープ(插入部)30と、内視鏡スコープ30により撮像された病変部(被観察領域、所定の範囲)Cの画像信号を信号処理する信号処理ユニット60と、信号処理ユニット60からの出力を表示するモニタ70と、から概略構成されている。

#### 【0027】

光源部20は、可視光および励起光の波長帯域を含む光を出射する例えばキセノンランプ等の光源21と、光源21に電力を供給する電源22と、光源21から出射された光を可視光および励起光に変換する照射フィルタ23と、照射フィルタ23を回転駆動するモータドライバ(切替手段)24と、照射フィルタ23の回転速度、位相を制御するタイミングジェネレータ(切替手段)25と、から概略構成されている。

#### 【0028】

図2は、光源部20に備えられている照射フィルタ23の構成を説明する平面図である。

照射フィルタ23は、図2に示すように、円板状に形成された板部材26と、板部材26の中心に設けられた回転軸27とから概略形成されている。

回転軸27は、モータドライバ24に制御されるモータ(図示せず)に接続されている。

板部材26には、内周側および外周側の同一円周上にそれぞれフィルタの組が配置されている。外周側の同一円周上には、青色光(照明光)Bを透過する青色光フィルタ(可視光照射手段)28Bと、緑色光(照明光)Gを透過する緑色光フィルタ(可視光照射手段)28Gと、赤色光(照明光)Rを透過する赤色光フィルタ(可視光照射手段)28Rと、赤外線波長帯域の波長を有する第1励起光(励起光)EX1を透過する第1励起光フィルタ(励起光照射手段)28EX1と、第1励起光より長い波長を有する第2励起光(励起光)EX2を透過する第2励起光フィルタ(励起光照射手段)28EX2とのフィル

10

20

30

40

50

タの組が配置されている。これら各フィルタ 28B, 28G, 28R, 28EX1, 28EX2 は、等間隔に配置されている。

また、内周側の同一円周上には、青色フィルタ 28B と、緑色フィルタ 28G と、赤色フィルタ 28R と、のフィルタの組が配置されている。これら各フィルタ 28B, 28G, 28R は、等間隔に配置されている。

#### 【0029】

図 3 (a) は、照射フィルタ 23 に備えられている各フィルタの光透過特性を示した図である。各フィルタ 28B, 28G, 28R, 28EX1, 28EX2 の光の透過波長帯域の関係は、図 3 (a) に示すように、短波長側から、青色フィルタ 28B、緑色フィルタ 28G、赤色フィルタ 28R、第 1 励起フィルタ 28EX1、第 2 励起フィルタ 28EX2 の順になっている。  
10

青色フィルタ 28B、緑色フィルタ 28G、赤色フィルタ 28R の透過波長帯域は、可視光波長帯域に含まれており、第 1 励起フィルタ 28EX1、第 2 励起フィルタ 28EX2 の透過波長帯域は、赤外線波長帯域に含まれている。

#### 【0030】

なお、照射フィルタ 23 の内周側および外周側に配置された青色フィルタ 28B、緑色フィルタ 28G、赤色フィルタ 28R の光透過特性は同一のものであっても良いし、異ならせててもよい。

例えば、内周側に配置された青色フィルタ 28B、緑色フィルタ 28G、赤色フィルタ 28R の光透過特性のバランスを全体的に長波長側にシフトさせてもよい。内周側のフィルタの組には赤外線波長領域の励起光を透過するフィルタが含まれていないため、上述のように可視光波長領域の照明光のバランスを長波長側にシフトさせることができる。  
20

#### 【0031】

照射フィルタ 23 は、移動部（図示せず）により板部材 26 の面方向（例えば、図 2 中の上下方向）にスライド移動するように配置されている。このように構成することにより、光源 21 からの光が入射する領域を、板部材 26 の内周側と外周側とで切り替えることができる。例えば、板部材 26 の内周側に光源 21 からの光を入射させることにより、光源部 20 から R, G, B の各波長の光を時間順次に出射させることができる。そのため、可視光領域の光のみで病変部 C を照明することができ、観察することができる。また、板部材 26 の外周側に光源 21 からの光を入射させることにより、光源部 20 から B, G, R, EX1, EX2 の各波長の光を時間順次に出射させることができる。  
30

#### 【0032】

タイミングジェネレータ 25 は、光源部 20 から B, G, R, EX1, EX2 の各波長の光を時間順次に出射させるタイミング信号を生成し、モータドライバ 24 にタイミング信号を出力できるように配線されている。また、生成されたタイミング信号は、後述する CCD 35 を制御する CCD ドライバ 37 にも入力できるように配線されている。さらに、後述する信号処理ユニット 60 の切替器 63 にもタイミング信号を出力できるように配線されている。

#### 【0033】

内視鏡スコープ 30 には、光源部 20 から出射された各波長の光をその先端部 31 に導くライトガイド 32 が備えられている。先端部 31 には、病変部 C からの戻り光および蛍光が入射されるレンズ系 33 と、レンズ系 33 を透過した光のうち第 1 励起光 EX1 および第 2 励起光 EX2 を遮光するカットフィルタ 34 と、カットフィルタ 34 を透過した光による病変部 C の像が結像される CCD (撮像手段) 35 と、が備えられている。  
40

CCD 35 により撮像された病変部 C の B, G, R, EX1, EX2 の各波長の光による画像信号は、内視鏡スコープ 30 に配置された配線 36 により信号処理ユニット 60 に出力される。

#### 【0034】

信号処理ユニット 60 には、画像信号を増幅するアンプ 61 と、画像信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器 62 と、デジタル信号を後述する各メモリに振り分ける切替器  
50

63と、各デジタル信号を一時的に格納する第1メモリ64A、第2メモリ64B、第3メモリ64C、第4メモリ64D、第5メモリ64Eと、各メモリから出力されたデジタル信号をアナログの画像信号に変換し、モニタ70に出力するD/A変換器65と、が備えられている。

切替器63には、前述のタイミングジェネレータ25からタイミング信号が入力され、タイミング信号に基づいて病変部CのB,G,R,EX1,EX2の各波長の光によるデジタル画像信号を振り分けている。

#### 【0035】

次に、上記の構成からなる内視鏡装置10における作用について説明する。

光源21に電源22から電力が供給されると、図1および図2に示すように、青色光Bから第2励起光EX2まで全ての波長を含む光が光源21から照射フィルタ23に向けて出射される。照射フィルタ23は回転軸26を中心に回転しており、例えば、回転フィルタ23の外周側に光源21の光が当たると、回転している各フィルタ28B,28G,28R,28EX1,28EX2に光源21の光が時間順次に照射される。

#### 【0036】

照射フィルタ23からは、各フィルタ28B,28G,28R,28EX1,28EX2に対応した各光B,G,R,EX1,EX2が、照射フィルタ23の回転周期に応じて時間順次に射出される。照射フィルタ23を透過した各光B,G,R,EX1,EX2は、内視鏡スコープ30のライトガイド32に入射される。ライトガイド32により体腔内に導かれた各光B,G,R,EX1,EX2は体腔内に射出され、病変部Cを照明する。

#### 【0037】

図3(b)は、病変部Cに与えられている蛍光剤を励起する励起光と蛍光剤から発せられる蛍光との波長を説明する図である。病変部Cには、図3(b)に示すように、あらかじめ第1励起光EX1により第1蛍光(蛍光)FL1を発する第1蛍光剤と、病変部Cの病変に係る細胞(例えば癌細胞)に存在する酵素等により分解され、かつ第2励起光EX2により第2蛍光(蛍光)FL2を発する第2蛍光剤が与えられている。

そのため、病変部Cの第1蛍光剤が浸透している領域からは、第1蛍光FL1が発せられ、癌細胞からは第2蛍光FL2が発せられている。

なお、病変部Cに与えられる蛍光剤としては、上述のように、一方に励起光のみにより蛍光を発する蛍光剤、他方に所定の酵素により分解され励起光により蛍光を発する蛍光剤を用いてもよいし、両者とも励起光のみにより蛍光を発する蛍光剤を用いてもよく、蛍光剤の種類、その組み合わせは特に限定されるものではない。

なお、上述のような赤外線波長帯域の蛍光を発する蛍光剤としては、例えば、Cy5,Cy7,IRD700,LafoliaBlue等を挙げることができる。

#### 【0038】

病変部Cからの各光B,G,R,EX1,EX2の戻り光および蛍光剤から発せられる各蛍光FL1,FL2は、図1に示すように、レンズ系33を介してカットフィルタ34に入射される。

カットフィルタ34は、図3(c)に示すように、第1励起光EX1および第2励起光EX2の波長帯域の光を遮光して、他の波長帯域の光を透過する光透過特性を有している。そのため、病変部Cからの各光B,G,Rの戻り光および各蛍光FL1,FL2は、カットフィルタ34を透過してCCD35に入射する。

#### 【0039】

CCD35は、CCDドライバ37の制御に基づいて、時間順次に入射する各光B,G,Rの戻り光および各蛍光FL1,FL2による像のそれぞれの画像信号(アナログ信号)を生成する。生成された各画像信号は、生成された順に信号処理ユニット60に出力される。

#### 【0040】

信号処理ユニット60に入力された画像信号は、まずアンプ61により増幅される。そして、A/D変換器62によりデジタル信号に変換され、切替器63に入力される。

10

20

30

40

50

切替器 63 は、タイミングジェネレータ 25 のタイミング信号に基づき時間順次に入力されるデジタル信号を各メモリ 64A, 64B, 64C, 64D, 64E に振り分ける。具体的には、青色光 B による病変部 C のデジタル画像信号は、切替器 63 により第 1 メモリ 64A に振り分けられ、一時的に格納される。以後同様に、緑色光 G のデジタル画像信号は第 2 メモリ 64B に振り分けられ、赤色光 R のデジタル画像信号は第 3 メモリ 64C に振り分けられる。第 1 蛍光 F L 1 の蛍光画像のデジタル画像信号は、切替器 63 により第 4 メモリ 64D に振り分けられ、第 2 蛍光 F L 2 の蛍光画像のデジタル画像信号は、第 5 メモリ 64E に振り分けられる。

#### 【0041】

各メモリ 64A, 64B, 64C, 64D, 64E にデジタル画像信号が格納されると、各デジタル画像信号は D/A 変換器 65 に出力される。D/A 変換器 65 に入力されたデジタル画像信号はアナログ画像信号に変換され、アナログ画像信号はモニタ 70 に出力される。10

#### 【0042】

青色光 B、緑色光 G、赤色光 R による病変部 C の画像は合成されてカラーの病変部 C の画像としてモニタ 70 に表示される。第 1 蛍光 F L 1 の画像および第 2 蛍光 F L 2 の画像は、図 4 に示すように、カラーの病変部 C の画像上に重ねあわされて表示される。蛍光の強度は、蛍光画像を表示する色の濃淡で表示しても良いし、色相（例えば蛍光強度が強くなるにつれて、青から段階的に赤くなる表示方法）で表示しても良い。または、図 5 に示すように、蛍光画像の境界線のみを表示するようにしてもよい。20

#### 【0043】

なお、観察者の入力により、観察画像の表示方法を上述のようにカラーの病変部 C の画像上に蛍光の画像を重ね合わせる方法から、カラーの病変部 C の画像と蛍光の画像とを並べて表示する方法に切替られるようにしてもよい。また、観察者の入力により第 1 蛍光 F L 1 の画像および第 2 蛍光 F L 2 の画像いずれか一方のみを表示するようにしてもよいし、さらに、表示する蛍光画像を切り替えられるようにしてもよい。20

#### 【0044】

上記の構成によれば、2つの異なる波長帯域の各蛍光 F L 1, F L 2 を同時に観察することができる。そのため、第 1 蛍光 F L 1 を同時に観察することにより、病変部 C に癌細胞が存在しないため第 2 蛍光 F L 2 が検出されないのか、それとも病変部 C に第 2 蛍光剤が浸透していないため第 2 蛍光 F L 2 が検出されないのかを判別することができる。その結果、病変部 C の観察が容易となる。30

#### 【0045】

光源部 20 から各波長帯域の光 B, G, R, EX 1, EX 2 を時間順次に出射しているため、病変部 C からの戻り光 B, G, R および蛍光 F L 1, F L 2 も時間順次に CCD 35 に入射する。そのため、1つのCCD 35 で、複数の異なる波長帯域の光の画像を別々に画像信号化することができる。その結果、内視鏡スコープ 30 の先端部 31 の細径化を図ることが容易となる。

#### 【0046】

内視鏡装置 10 は、可視光波長帯域の各光 B, G, R を観察することができるため、内視鏡装置 10 により観察した画像をカラー画像として表示することができる。そのため、内視鏡装置 10 がどの領域を観察しているか判断することができる。このことから、病変部 C を探すのが容易となるとともに、発見した領域が病変部 C なのか判断が容易となる。40

#### 【0047】

##### 〔第 1 の実施形態の第 1 変形例〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例について図 6 および図 7 を参照して説明する。

本実施の形態の内視鏡装置の基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実施の形態とは、光源部および内視鏡スコープの構成が異なっている。よって、本実施の形50

態においては、図6および図7を用いて光源部および内視鏡スコープ周辺のみを説明し、信号処理ユニット等の説明を省略する。

なお、第1の実施形態と同一の構成要素には同一の符号を付し、その説明を省略する。

#### 【0048】

図6に示す内視鏡装置110は、本発明の第1の実施形態の第1変形例に係り、蛍光により病変部を診断する内視鏡装置である。

内視鏡装置110は、図6に示すように、可視光および励起光を時間順次に出射する光源部(照明手段)120と、生体体腔内に挿入され病変部Cを撮像する内視鏡スコープ(挿入部)130と、内視鏡スコープ130により撮像された病変部Cの画像信号を信号処理する信号処理ユニット60と、信号処理ユニット60からの出力を表示するモニタ70と、から概略構成されている。10

#### 【0049】

光源部120は、可視光の波長帯域を含む光を出射する例えばキセノンランプ等の光源121と、光源21に電力を供給する電源22と、光源121から出射された光を各色光B, G, Rに変換する照射フィルタ(可視光照射手段)123と、照射フィルタ123を回転駆動するモータドライバ24と、第1励起光FL1および第2励起光FL2を出射するレーザ光源(励起光照射手段)127と、照射フィルタ123の回転速度、位相およびレーザ光源127の励起光出射を制御するタイミングジェネレータ(切替手段)125と、から概略構成されている。20

#### 【0050】

図7は、光源部120に備えられている照射フィルタ123の構成を説明する平面図である。

照射フィルタ123は、図7に示すように、円板状に形成された板部材26と、板部材26の中心に設けられた回転軸27とから概略構成されている。

板部材26には、内周側および外周側の同一円周上にそれぞれフィルタの組が配置されている。外周側の同一円周上には、青色フィルタ28Bと、緑色フィルタ28Gと、赤色フィルタ28Rと、のフィルタの組が配置されている。青色フィルタ28Bと赤色フィルタ28Rとの間隔は、他のフィルタとの間隔よりも広く確保されている。このような構成にすることにより、赤色光Rと青色光Bとの出射タイミングの間に、第1励起光EX1および第2励起光EX2の出射タイミングを設けることができる。30

#### 【0051】

レーザ光源127は、タイミングジェネレータ25から入力されるタイミング信号に基づき、赤色光Rと青色光Bとの出射タイミングの間に、第1励起光FL1および第2励起光FL2を時間順次に出射する。

なお、各波長帯域の光の出射タイミングは、長波長側から短波長側に向かって順に出射されるようにしてもよいし、逆に短波長側から長波長側に向かって出射されるようにしてもよく、特に限定するものではない。

#### 【0052】

内視鏡スコープ130には、照射フィルタ123から出射されたB, G, Rの各波長の光をその先端部31に導くライトガイド32と、レーザ光源127から出射されたEX1, EX2の各波長の励起光を先端部31に導く励起光ライトガイド133と、が備えられている。40

#### 【0053】

次に、上記の構成からなる内視鏡装置110における作用について説明する。

光源121に電源22から電力が供給されると、図6に示すように、青色光Bから赤色光Rまでの波長を含む光が光源121から照射フィルタ123に向けて出射される。照射フィルタ123は回転軸26を中心に回転しており、回転している各フィルタ28B, 28G, 28Rに光源21の光が時間順次に照射される。

#### 【0054】

照射フィルタ23からは、各フィルタ28B, 28G, 28Rに対応した各光B, G50

, R が、照射フィルタ 2 3 の回転周期に応じて時間順次に射出される。レーザ光源 1 2 7 からは、各励起光 EX 1 , EX 2 が時間順次に出射される。照射フィルタ 2 3 およびレーザ光源 1 2 7 は、タイミングジェネレータ 2 5 のタイミング信号に基づいて制御されている。そのため、B , G , R の各色光およびEX 1 , EX 2 の各励起光を時間順次に光源部 1 2 0 から出射させることができる。

#### 【0055】

照射フィルタ 2 3 を透過した B , G , R の各色光は、内視鏡スコープ 3 0 のライトガイド 3 2 に入射される。ライトガイド 3 2 により体腔内に導かれた B , G , R の各色光は、体腔内に射出され病変部 C を照明する。また、レーザ光源 1 2 7 から出射された EX 1 , EX 2 の各励起光は、励起光ライトガイド 1 3 3 に入射される。励起光ライトガイド 1 3 3 により体腔内に導かれた EX 1 , EX 2 の各励起光は、体腔内に射出され病変部 C を照明する。  
10

以後の作用は第 1 の実施形態と同様であるので説明を省略する。

#### 【0056】

上記の構成によれば、可視光波長帯域の照明光 B , G , R を出射する照射フィルタ 2 3 と、赤外線波長帯域の励起光 EX 1 、 EX 2 を出射するレーザ光源 1 2 7 と、を別々の構成としている。そのため、照明光 B , G , R の出射タイミングと、励起光 EX 1 、 EX 2 の出射タイミングと、を別々に制御することができる。

#### 【0057】

##### 〔第 1 の実施形態の第 2 変形例〕

20

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例について図 8 から図 1 1 を参照して説明する。

本実施の形態の内視鏡装置の基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実施の形態とは、信号ユニット 6 0 の内部の構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 8 から図 1 1 を用いて信号ユニット 6 0 のみを説明し、内視鏡スコープ等の説明を省略する。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素には同一の符号を付し、その説明を省略する。

#### 【0058】

図 8 に示すように、信号処理ユニット 1 6 0 には、画像信号を増幅するアンプ 6 1 と、画像信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器 6 2 と、デジタル信号を後述する各メモリに振り分ける切替器 6 3 と、各デジタル信号を一時的に格納する第 1 メモリ 6 4 A 、第 2 メモリ 6 4 B 、第 3 メモリ 6 4 C 、第 4 メモリ 6 4 D 、第 5 メモリ 6 4 E と、各メモリから出力されたデジタル信号をアナログの画像信号に変換し、モニタ 7 0 に出力する D / A 変換器 6 5 と、蛍光信号測定部（蛍光評価手段）6 6 と、が備えられている。  
30

#### 【0059】

切替器 6 3 には、前述のタイミングジェネレータ 2 5 からタイミング信号が入力され、タイミング信号に基づいて病変部 C の B , G , R , EX 1 , EX 2 の各波長の光によるデジタル画像信号を振り分けている。

#### 【0060】

蛍光剤が病変部 C に浸透しているかを評価する方法を、図 9 のフローチャートを用いて説明する。  
40

ライトガイド 3 2 により体腔内に導かれた励起光 EX 1 , EX 2 は体腔内に射出され、病変部 C を照明し（照射ステップ、ステップ S 1 ）、病変部（被観察体）から発生した各蛍光 F L 1 , F L 2 （第 1 の蛍光、第 2 の蛍光）はカットフィルタ 3 4 を透過して C C D 3 5 に入射し、撮像される（撮像ステップ、ステップ S 2 ）。

C C D によって生成された各蛍光 F L 1 , F L 2 の信号は A / D 変換され、信号処理ユニット 6 0 に入力され、切替器 6 3 によってメモリ 6 4 D , 6 4 E に振り分けられる。

#### 【0061】

蛍光信号測定部 6 6 は、メモリ 6 4 D に格納された蛍光 F L 1 に対応するデジタル画像信号を読み出し、全ての画素において蛍光 F L 1 の蛍光信号の総和を計算する（測定ステ  
50

ップ）。そして、信号の総和量が予め定められた所定値以上であるか、下回るかを判定する（判定ステップ、ステップ S 3）。

信号の総和量が所定値以上の場合には、モニタ 7 0 上にマーク（蛍光評価手段）7 1 を点灯表示させることにより（図 1 0 参照）、蛍光剤が病変部 C に行き渡っていることを表示する（ステップ S 4）。

一方、信号の総和量が所定値を下回っている場合には、モニタ 7 0 上のマーク 7 1 を消灯表示することにより、蛍光剤が病変部 C に行き渡っていないことを表示する（ステップ S 5）。

#### 【0062】

蛍光剤が病変部 C に行き渡っている場合には、メモリ 6 4 E に格納された蛍光 F L 2 に対応するデジタル画像信号を読み出し、蛍光 F L 2 の蛍光信号量を検出する（検出ステップ、ステップ S 6）。蛍光 F L 2 が検出された場合は、蛍光 F L 2 の発生箇所をモニタ 7 0 に他の正常組織と異なる色で表示させる。10

#### 【0063】

なお、上述のように、信号の総和量が所定値以上の場合に、モニタ 7 0 のマーク 7 1 を点灯表示させてもよいし、信号の総和量が所定値を下回る場合に、モニタ 7 0 のマーク 7 1 を点灯表示させてもよい。

さらに、モニタ 7 0 のマークを点灯表示の代わりに、アラーム等を鳴らすことにより、信号の総和量が所定値以上であることを通知してもよい。

#### 【0064】

なお、蛍光 F L 1 の蛍光量の判定を表示する方法として上述のように、モニタ 7 0 のマークを点灯表示させる方法でもよいし、図 1 1 に示すように、モニタ 7 0 に蛍光 F L 1 の信号総量を蛍光量表示バー（蛍光評価手段）7 2 により表示する方法であってもよい。20

#### 【0065】

蛍光量表示バー 7 2 には、蛍光 F L 1 の蛍光量に比例して上下する表示バー 7 3 と、上記所定値に対応する基準線 7 4 とが設けられている。表示バー 7 3 が基準線 7 4 を越えた場合には、十分に病変部に蛍光剤が浸透したことを表している。一方、表示バー 7 3 が基準線 7 4 を下回った場合には、病変部に蛍光剤が十分に浸透していないことを表している。または、被観察体までの距離が遠いことにより、蛍光 F L 1 の受光量が少ないと表している。また、表示バー 7 3 が 0 の場合には、病変部 C には蛍光剤が全く浸透していないことを表している。30

#### 【0066】

なお、観察者の入力により、病変部 C に第 1 の蛍光剤が行き渡ったかを判定する範囲を、画像全域の総量ではなく画面上の局所的な範囲に設定して、設定範囲内の判定を行うこともできる。

#### 【0067】

上記の構成によれば、第 2 の蛍光剤の観察を行いながら、画面を切り替えることなく第 1 の蛍光剤が病変部 C に浸透していることをモニタ上に表示されたマークなどで確認することができる。

#### 【0068】

##### 〔第 2 の実施の形態〕

次に、本発明の第 2 の実施形態について図 1 2 から図 1 3 を参照して説明する。

本実施の形態の内視鏡装置の基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実施の形態とは、カットフィルタが異なっている。よって、本実施の形態においては、図 1 2 から図 1 3 を用いてカットフィルタ周辺のみを説明し、信号処理ユニット等の説明を省略する。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素には同一の符号を付し、その説明を省略する。

#### 【0069】

図 1 2 に示す内視鏡スコープ 2 3 0 は、本実施の形態に係る内視鏡装置 2 1 0 の内視鏡スコープを説明する断面図である。40

内視鏡スコープ 230 の先端部 31 には、病变部 C からの戻り光および蛍光が入射されるレンズ系 33 と、レンズ系 33 を透過した光のうち第 3 励起光 EX3 および第 4 励起光 EX4 を遮光するカットフィルタ 234 と、カットフィルタ 234 を透過した光による病变部 C の像が結像される CCD35 と、が備えられている。

#### 【0070】

図 13 (a), (b) は、病变部 C に与えられている蛍光剤を励起する励起光と蛍光剤から発せられる蛍光との波長を説明する図である。病变部 C には、図 13 (a) に示すように、あらかじめ第 3 励起光 EX3 により第 3 蛍光 (蛍光) FL3 を発する第 3 蛍光剤と、図 13 (b) に示すように、病变部 C の病変に係る細胞 (例えば癌細胞) に存在する酵素等により分解され、かつ第 4 励起光 EX4 により第 4 蛍光 (蛍光) FL4 を発する第 4 蛍光剤が与えられている。10

そのため、病变部 C の第 3 蛍光剤が浸透している領域からは、第 3 蛍光 FL3 が発せられ、癌細胞からは第 4 蛍光 FL4 が発せられている。

#### 【0071】

病变部 C からの各光 B, G, R, EX3, EX4 の戻り光および蛍光剤から発せられる各蛍光 FL3, FL4 は、図 12 に示すように、レンズ系 33 を介してカットフィルタ 234 に入射される。

カットフィルタ 234 は、図 13 (c) に示すように、第 3 励起光 EX3 および第 4 励起光 EX4 の波長帯域を含む所定波長帯域の光を遮光して、他の波長帯域の光を透過する光透過特性を有している。そのため、病变部 C からの各光 B, G, R の戻り光および各蛍光 FL3, FL4 は、カットフィルタ 234 を透過して CCD35 に入射する。20

#### 【0072】

上記の構成によれば、第 3 および第 4 励起光 EX3, EX4 のように波長帯域が接近した蛍光剤を用いることができる。そのため、蛍光剤の使用可能な組み合わせパターンを増やすことができ、病变部 C の観察をより行いやすくすることができる。

#### 【0073】

##### 〔第 3 の実施の形態〕

次に、本発明の第 3 の実施形態について図 14 から図 15 を参照して説明する。

本実施の形態の内視鏡装置の基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実施の形態とは、内視鏡スコープの構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 14 および図 15 を用いて内視鏡スコープ周辺のみを説明し、信号処理ユニット等の説明を省略する。30

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素には同一の符号を付し、その説明を省略する。

#### 【0074】

図 14 に示す内視鏡装置 310 は、本発明の第 3 の実施形態に係り、蛍光により病变部を診断する内視鏡装置である。

内視鏡装置 310 は、図 14 に示すように、可視光および励起光を時間順次に出射する光源部 20 と、生体体腔内に挿入され病变部 C を撮像する内視鏡スコープ (挿入部) 330 と、内視鏡スコープ 130 により撮像された病变部 C の画像信号を信号処理する信号処理ユニット 60 と、信号処理ユニット 60 からの出力を表示するモニタ 70 と、から概略構成されている。40

#### 【0075】

内視鏡スコープ 330 の先端部 31 には、病变部 C からの戻り光および蛍光が入射される第 1 レンズ系 33a、第 2 レンズ系 33b と、各レンズ系 33a, 33b を透過した光のうち所定波長帯域の光を遮光する第 1 カットフィルタ 34a および第 2 カットフィルタ 34b と、各カットフィルタ 34a, 34b を透過した光による病变部 C の像が結像される第 1 CCD (第 1 の撮像手段) 35a、第 2 CCD (第 2 の撮像手段) 35b と、が備えられている。

#### 【0076】

図 15 (a), (b) は、病变部 C に与えられている蛍光剤を励起する励起光と蛍光剤

から発せられる蛍光との波長を説明する図である。病変部Cには、図15(a)に示すように、あらかじめ第5励起光(励起光)EX5により第5蛍光(蛍光)FL5を発する第5蛍光剤と、図15(b)に示すように、病変部Cの病変に係る細胞(例えば癌細胞)に存在する酵素等により分解され、かつ第6励起光(励起光)EX6により第6蛍光(蛍光)FL6を発する第6蛍光剤が与えられている。

そのため、病変部Cの第5蛍光剤が浸透している領域からは、第5蛍光FL5が発せられ、癌細胞からは第6蛍光FL6が発せられている。

#### 【0077】

病変部Cからの各光B,G,R,EX5,EX6の戻り光および蛍光剤から発せられる各蛍光FL5,FL6は、図14に示すように、各レンズ系33a,33bを介して各カットフィルタ34a,34bに入射される。10

第1カットフィルタ34aは、図15(c)に示すように、第5蛍光FL5よりも短波長の波長帯域の光を遮光して、それよりも長い波長帯域の光を透過する特性を有している。そのため、第1CCD35aには第5蛍光FL5、第6励起光、第6蛍光FL6が入射される。

第2カットフィルタ34bは、図15(d)に示すように、第6励起光EX6を含む所定波長帯域の光を遮光して、その他の波長帯域の光を透過する特性を有している。そのため、第2CCD35bには、青色光B、緑色光G、赤色光R、第5励起光EX5、第6蛍光FL6が入射される。20

#### 【0078】

なお、第1カットフィルタ34aとして、上述のように、第5蛍光FL5よりも短い波長帯域の光全てを遮光するフィルタを用いても良いし、第2カットフィルタ34bと同様に、第5励起光EX5を含む所定波長帯域の光のみを遮光するフィルタを用いても良い。20

さらに、各カットフィルタ34a,34bとして、上述のように、可視光波長帯域においては、その全ての波長帯域に光透過性を有するフィルタを用いても良いし、可視光波長帯域においては、青色光B、緑色光G、赤色光Rの3つの波長帯域のみに光透過性を有するフィルタを用いても良い。

#### 【0079】

次に、上記の構成からなる内視鏡装置310における作用について説明する。

病変部Cからの各光B,G,R,EX5,EX6の戻り光および各蛍光FL5,FL6が各カットフィルタ34a,34bに入射するまでは、第1の実施形態と同様であるため、説明を省略する。30

第1CCD35aには、第1カットフィルタ34aを透過した第5蛍光FL5、第6励起光EX6、第6蛍光FL6が時間順次に入射する。第1CCD35aは、タイミング信号に基づきCCDドライバ37により、第5蛍光FL5のみを撮像するように制御されている。

第2CCD35bには、第2カットフィルタ34bを透過した青色光B、緑色光B、赤色光R、第5励起光EX5、第6蛍光FL6が時間順次に入射する。第2CCD35bは、タイミング信号に基づきCCDドライバ37により、青色光B、緑色光G、赤色光R、第6蛍光FL6のみを撮像するように制御されている。40

#### 【0080】

第1CCD35aにより撮像された第5蛍光の画像は、画像信号に変換されアンプ61に出力される。

第2CCD35bにより撮像された青色光B、緑色光G、赤色光Rによる病変部Cの画像および第6蛍光の画像は、画像信号に変換されアンプ61に出力される。

以後の作用は第1の実施形態と同様であるので、その説明を省略する。

#### 【0081】

上記の構成によれば、第5蛍光の波長帯域と第6励起光の波長帯域とが接近または重なり合っていても第5蛍光を観察することができる。その結果、蛍光剤の使用可能な組み合わせパターンを増やすことができ、病変部Cの観察を更に行いややすくすることができる。50

## 【0082】

なお、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、上記の実施の形態においては、2つの異なる波長帯域の励起光と、これら励起光に励起される2つの異なる波長帯域の蛍光とを用いる内視鏡装置に適用して説明したが、用いる励起光および蛍光の波長帯域がそれぞれ2つのものに限られることなく、3つ以上の波長帯域の励起光および蛍光を用いる内視鏡装置に適用することができるものである。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0083】

10

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置を示す概略図である。

【図2】図1に示す光源部における照明フィルタを示す平面図である。

【図3】照明フィルタの各フィルタの光透過特性と、蛍光剤に係る励起光および蛍光の波長と、カットフィルタの光透過特性との関係を示す図である。

【図4】図1に示す内視鏡装置により観察された病変部の表示例を示す図である。

【図5】図1に示す内視鏡装置により観察された病変部の他の表示例を示す図である。

【図6】本発明の第1の実施形態の第1変形例に係る内視鏡装置を示す概略図である。

【図7】図6に示す光源部における照明フィルタを示す平面図である。

【図8】本発明の第1の実施形態の第2変形例に係る内視鏡装置を示す概略図である。

【図9】図8の内視鏡における制御方法を説明するフローチャートである。

20

【図10】図8のモニタにおける表示方法を説明する概略図である。

【図11】図8のモニタにおける他の表示方法を説明する概略図である。

【図12】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置を示す概略図である。

【図13】蛍光剤に係る励起光および蛍光の波長と、カットフィルタの光透過特性と、を示す図である。

【図14】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡装置を示す概略図である。

【図15】蛍光剤に係る励起光および蛍光の波長と、カットフィルタの光透過特性と、を示す図である。

## 【符号の説明】

## 【0084】

30

10、110、210、310 内視鏡装置

20、120 光源部(照明手段)

24 モータドライバ(切替手段)

25 タイミングジェネレータ(切替手段)

28B 青色光フィルタ(可視光照射手段)

28G 緑色光フィルタ(可視光照射手段)

28R 赤色光フィルタ(可視光照射手段)

28EX1 第1励起光フィルタ(励起光照射手段)

28EX2 第2励起光フィルタ(励起光照射手段)

30、130、230、330 内視鏡スコープ(挿入部)

40

34、234 カットフィルタ

34a 第1カットフィルタ

34b 第2カットフィルタ

35 CCD(撮像手段)

35a 第1CCD(第1の撮像手段)

35b 第2CCD(第2の撮像手段)

66 蛍光信号測定部(蛍光評価手段)

71 マーク(蛍光評価手段)

72 蛍光量表示バー(蛍光評価手段)

123 照射フィルタ(可視光照射手段)

50

## 1 2 7 レーザ光源(励起光照射手段)

C 病変部(被観察領域、所定の範囲)

B 青色光(照明光)

G 緑色光(照明光)

R 赤色光(照明光)

E X 1 第1励起光(励起光)

E X 2 第2励起光(励起光)

E X 3 第3励起光(励起光)

E X 4 第4励起光(励起光)

E X 5 第5励起光(励起光)

E X 6 第6励起光(励起光)

F L 1 第1蛍光(蛍光)

F L 2 第2蛍光(蛍光)

F L 3 第3蛍光(蛍光)

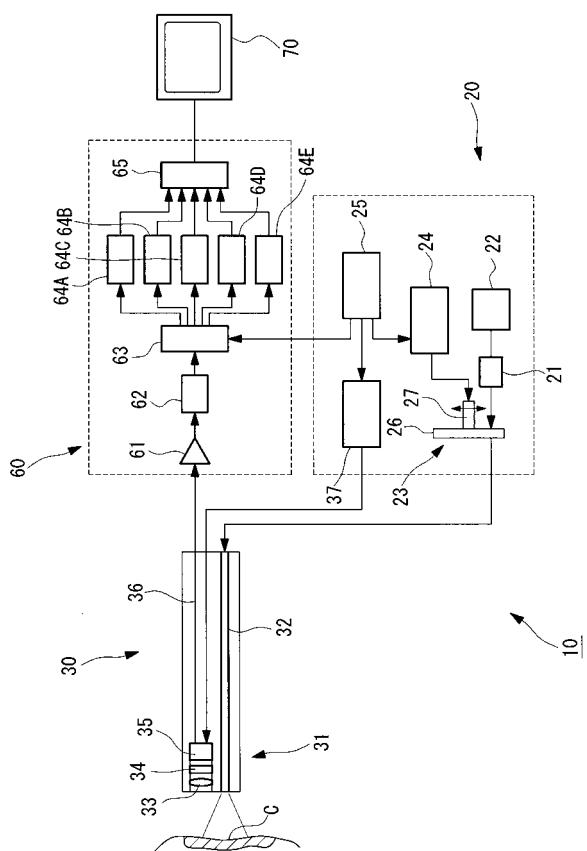
F L 4 第4蛍光(蛍光)

F L 5 第5蛍光(蛍光)

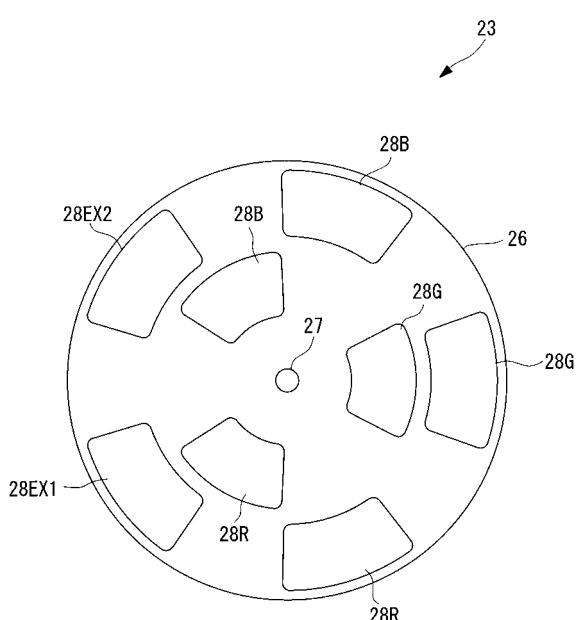
F L 6 第6蛍光(蛍光)

10

【図1】

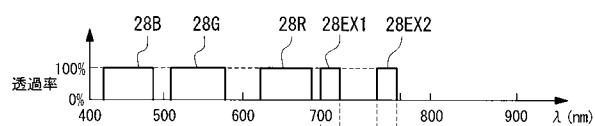


【図2】

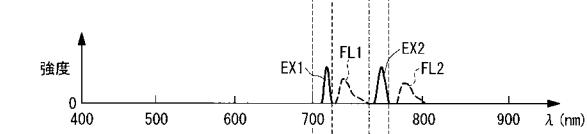


【図3】

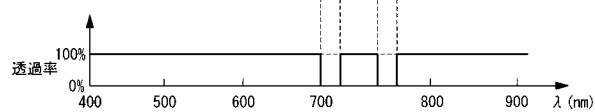
(a)



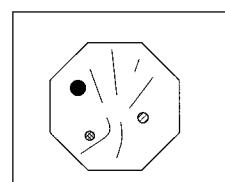
(b)



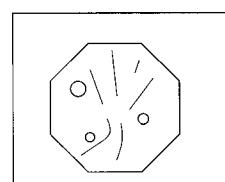
(c)



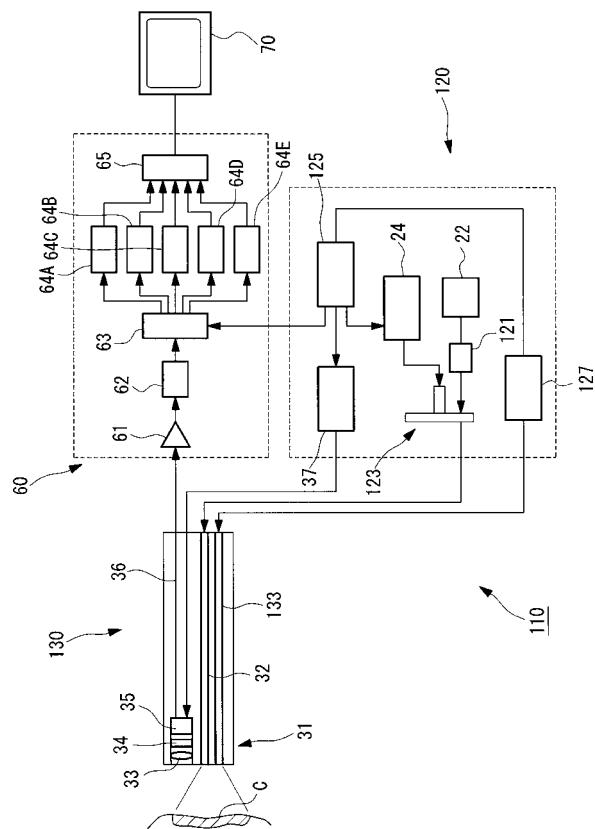
【図4】



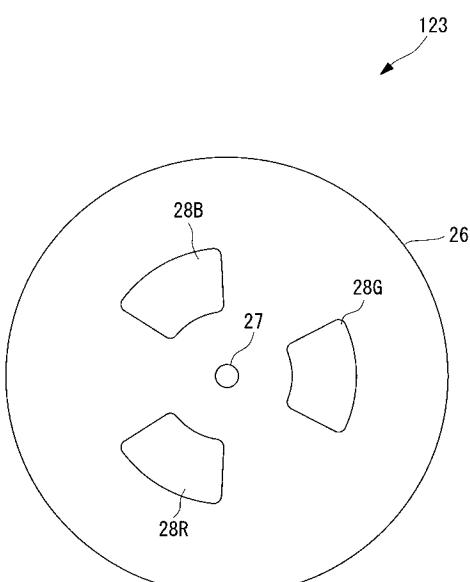
【図5】



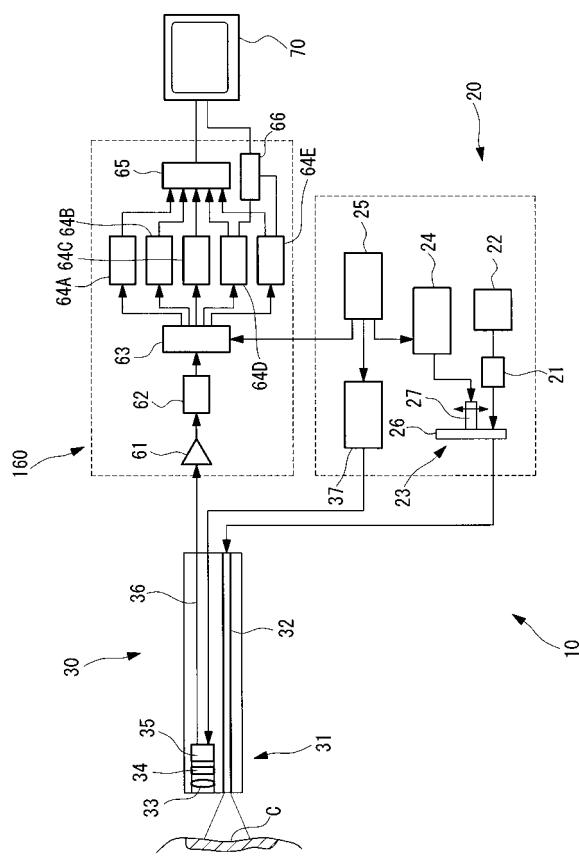
【図6】



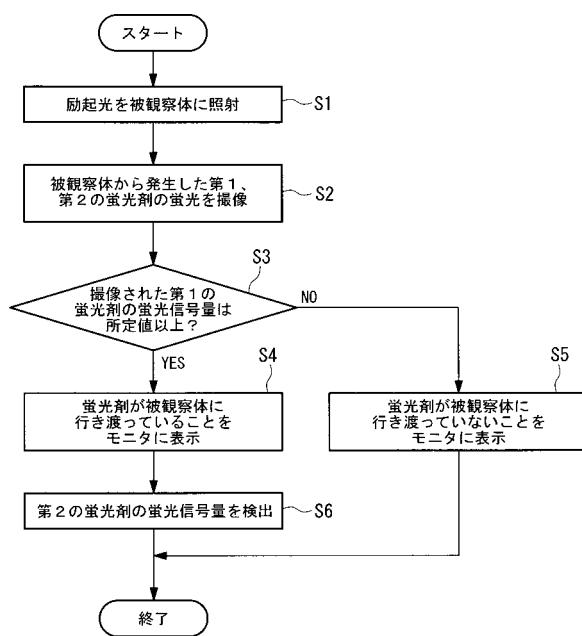
【図7】



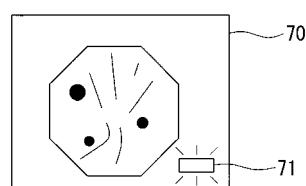
【図 8】



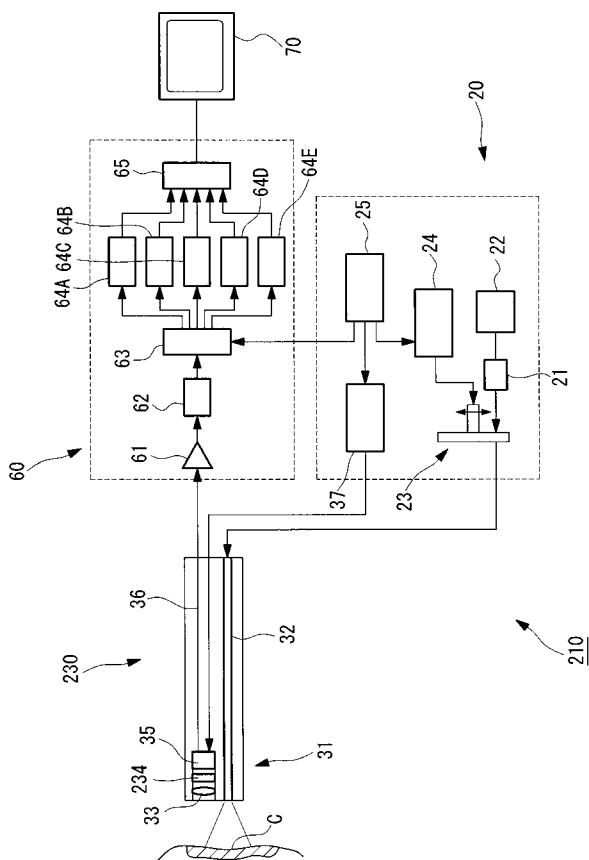
【図 9】



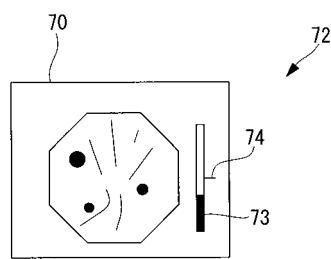
【図 10】



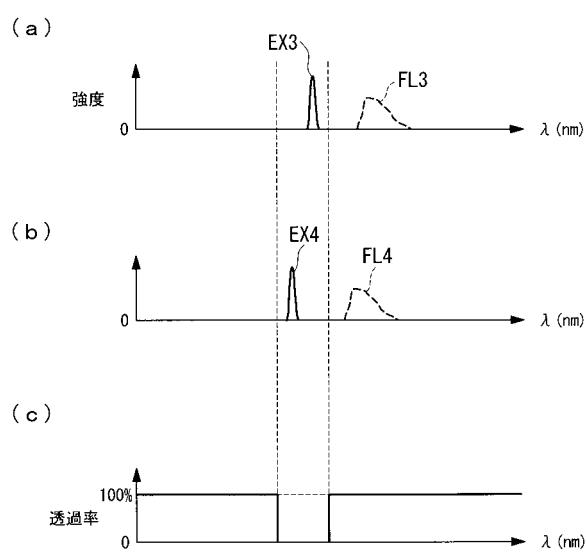
【図 12】



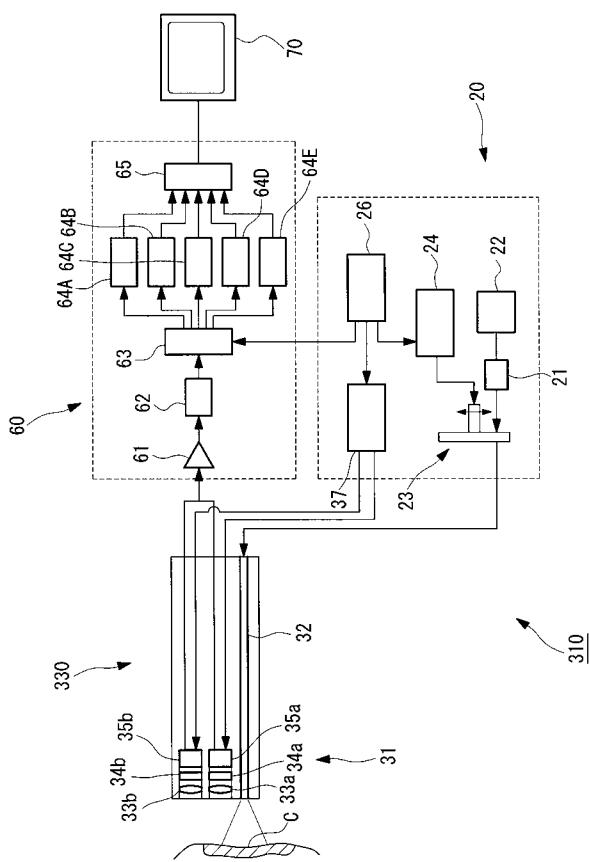
【図 11】



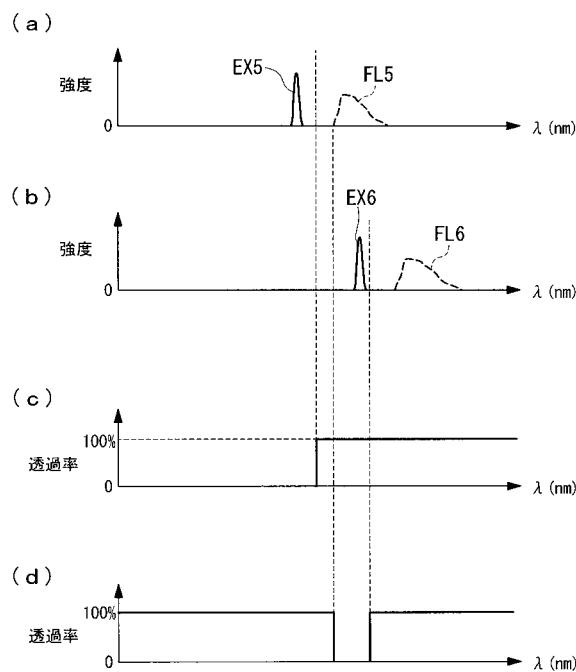
【図13】



【図14】



【図15】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-201707(JP,A)  
特開平06-125911(JP,A)  
特開平06-331894(JP,A)  
特開平08-320437(JP,A)  
特開平09-308604(JP,A)  
特開平06-319695(JP,A)  
特開平07-155286(JP,A)  
特開2001-078952(JP,A)  
特開2003-339623(JP,A)  
特開2001-299676(JP,A)  
特開2001-198079(JP,A)  
特開2004-073532(JP,A)  
特表2004-525697(JP,A)  
国際公開第2004/049947(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B      1 / 0 0    -    1 / 3 2

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5197916B2</a>	公开(公告)日	2013-05-15
申请号	JP2005212229	申请日	2005-07-22
[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	三浦直規 渡邊俊明		
发明人	三浦 直規 渡邊 俊明		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/BB08 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/RR03 4C061/RR18 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR03 4C161/RR18 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2004260617 2004-09-08 JP		
其他公开文献	JP2006102481A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地观察待观察区域的内窥镜装置。解决方案：内窥镜装置配备有照射装置20，该照射装置20照射包括可见光区域光的照射光和多个激发光，其激发具有不同波长区域的红外线的荧光，朝向待观察的身体中待观察的区域C.成像装置35设置在插入部分30的顶点以插入待观察的物体中，并拾取来自待观察区域C的照明光的返回光和从该区域发出的荧光C被观察，并且切割滤光器34布置在成像装置35的光入射侧并且至少屏蔽多个激发光。ž

