

(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2005-319115

(P2005-319115A)

(43) 公開日 平成17年11月17日(2005.11.17)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>A61B 1/00  
G01N 21/64

F I

A61B 1/00 300D  
G01N 21/64 Z

テーマコード (参考)

2G043  
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2004-140198 (P2004-140198)  
(22) 出願日 平成16年5月10日 (2004.5.10)(71) 出願人 000000527  
ペンタックス株式会社  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
(74) 代理人 100098235  
弁理士 金井 英幸  
(72) 発明者 杉本 秀夫  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内  
(72) 発明者 宇津井 哲也  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内  
Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01  
GA02 GB18 GB19 HA01 HA05  
HA09 JA03 LA03

最終頁に続く

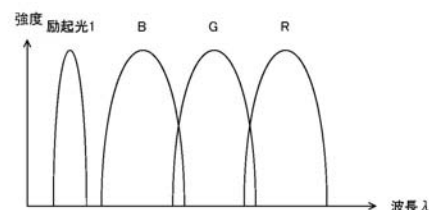
(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 通常観察モードにおいて不要な構成を付加することなく、蛍光観察モードにおいて多数種類の波長帯域の励起光を用いた蛍光観察が可能な蛍光観察内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 レーザーユニット40は、夫々発振波長が異なる複数の半導体レーザー401～403を内蔵している。システムコントロール回路42は、操作者によって選択された波長のレーザーを、レーザーユニット40から順次繰り返し射出させる。射出されたレーザー光は、ライトガイド16及び配光レンズ11を通じて被検部に照射される。このレーザー光によって励起された生体組織から発した蛍光は対物レンズ12によって、カラー撮像素子13に撮像される。映像信号処理回路43は、このカラー撮像素子13から出力される映像信号のうち、その映像信号を得る際にライトガイド16に導入していたレーザー光の波長帯域外の光に起因する成分に基づいて、モニター60上に画像表示する。

【選択図】 図5



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

体腔内の被検部の生体組織に励起光を照射し、この励起光によって励起した前記生体組織が発する蛍光による像を撮像する蛍光観察内視鏡装置であって、

その先端に対物光学系を備えた内視鏡と、

前記対物光学系によって形成された前記被検部の像を各色成分毎に撮像して、夫々の色成分に相当する映像信号を出力する撮像装置と、

使用する励起光の波長帯域を選択するために操作者によって操作される操作手段と、

前記操作手段への操作によって選択された波長帯域の励起光を、前記被検部に照射する照明手段と、

前記照明手段によって前記選択された波長帯域の励起光が前記被検部に照射されている期間毎に、前記撮像装置から出力されている映像信号から、当該励起光の波長帯域外に相当する色成分の映像信号を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段によって抽出された映像信号に基づいて、前記被検部からの蛍光による像の表示を行う表示手段と

を備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

## 【請求項 2】

前記抽出手段は、

前記撮像装置から出力された映像信号を記憶する記憶装置と、

この記憶装置から、前記励起光の波長帯域外に相当する色成分の映像信号のみを読み出す読出手段とを

備えたことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

## 【請求項 3】

前記操作手段は、前記抽出手段によって抽出される映像信号の色成分を選択するためにも操作者によって操作され、

前記抽出手段は、前記撮像装置から出力されている映像信号から、前記励起光の波長帯域外に相当し且つ前記操作手段への操作によって選択された色成分の映像信号を抽出することを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

## 【請求項 4】

前記抽出手段は、前記撮像装置から出力されている映像信号から、前記励起光の波長帯域外に相当し且つ前記操作手段への操作によって選択された色成分の映像信号を抽出することを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

## 【請求項 5】

前記撮像素子は、各ピクセル毎に 3 原色の何れかのフィルターが被せられてなるカラー固体撮像素子である

ことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

## 【請求項 6】

体腔内の被検部の生体組織に励起光を照射し、この励起光によって励起した前記生体組織が発する蛍光による像を撮像する蛍光観察内視鏡装置であって、

その先端に対物光学系を備えた内視鏡と、

前記対物光学系によって形成された前記被検部の像を各色成分毎に撮像して、夫々の色成分に相当する映像信号を出力する撮像装置と、

使用する励起光の波長帯域を選択するために操作者に操作される操作手段と、

前記操作手段への操作によって選択された各波長帯域の励起光を、順次、前記被検部に照射する照明手段と、

前記照明手段によって各波長帯域の励起光が夫々前記被検部に照射されている期間毎に、前記撮像装置から出力されている映像信号から、当該励起光の波長帯域外に相当する色成分の映像信号を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段によって各波長帯域の励起光に対応して抽出された映像信号に基づいて、各励起光に対応する蛍光の像を同時に表示する表示手段と

10

20

30

40

50

を備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡を通じて被検部に蛍光励起用の励起光を照射することによって被検部の生体組織から発した蛍光による像を撮像する蛍光観察内視鏡装置に、関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織に対してある波長帯域の光を励起光として照射すると、生体組織から蛍光が発せられることが知られている(この蛍光は「自家蛍光」と言われる)。さらに、自家蛍光の強度は生体の病変組織(腫瘍、癌)から発生するものの方が正常組織から発生するものよりも低いので、画像として表されると、病変組織を内包した病変部位が正常組織のみからなる正常部位よりも暗く表示されることも、知られている。

【0003】

このような知識をベースに、内視鏡を通じて生体の自家蛍光を撮像し、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される蛍光画像を表示する蛍光観察内視鏡装置が、提案されている。このような蛍光観察内視鏡装置は、従来の内視鏡(電子内視鏡)及び光源プロセッサ装置(電子内視鏡から出力された映像信号を処理してビデオ信号として出力するプロセッサを備えた光源装置)を改変することによって、構成されている。具体的には、蛍光観察内視鏡装置に用いられる電子内視鏡は、生体組織に向けて照射光を導くライトガイドファイババンドル(以下、単に「ライトガイド」という)として青～紫外帯域の光に対する透過性が良い石英ガラスファイバーからなるものが用いられ、その対物窓から撮像素子に至る光路中に励起光として用いる特定波長の光をカットするための励起光カットフィルタが挿入されたものとなっている。また、光源プロセッサ装置は、生体組織に対する照射光として白色光又は励起光とを任意に切り替えて内視鏡のライトガイドに導入できるように構成されているとともに、白色光をライトガイドに導入する時(以下、「通常観察モード」という)と励起光をライトガイドに導入する時(以下、「蛍光観察モード」という)とで、電子内視鏡から出力される映像信号に対する画像処理内容を変更するように構成されている。

【0004】

このように構成されている蛍光観察内視鏡装置を使用する術者(医師)は、光源プロセッサ装置を通常観察モードに設定した状態で、通常の内視鏡を用いる場合と同様にモニター上に表示される画像(即ち、体腔内挿入部先端から白色光が照射された体腔内壁表面での反射光による像を撮像素子が撮像することによって得られた通常カラー画像)を観察しながら、その体腔内挿入部の先端を被験者の体腔内に挿入して行く。そして、異状が生じている疑いのある部位(被検部)をその画像内に捉えると、術者は、光源プロセッサ装置を蛍光観察モードに切り替える。すると、白色光の代わりに励起光が体腔内挿入部先端から被検部に向けて照射され、その励起光によって励起された体腔内壁下の生体組織から生じた蛍光のみによる被検部の像が対物光学系によって形成され、これを撮像素子が撮像することによって得られた画像(蛍光画像)がモニター上に表示される。この蛍光画像では、上述したように異状部が暗くなっている他、元々励起光が届かない部位(例えば、体腔内の奥)も暗い蔭となっている。但し、後者の部位は、通常観察モードにおいても照明光が届かないので、通常カラー画像でも暗くなっているはずである。そこで、術者は、一時的に通常観察モードに切り替えることによって蛍光画像と通常カラー画像とを比較して、蛍光画像中の暗部のうち蔭の部分特定し、蔭でない暗部があれば、それを異状部位と特定するのである。

【特許文献1】特開平07-155291号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

20

30

40

50

しかしながら、上述した構成の蛍光観察内視鏡装置によると、励起光として用いる光の波長は、電子内視鏡に組み込まれた励起光カットフィルターによってカットされる波長帯域内のものに限られてしまう。一方、この励起光カットフィルターは、通常観察モードにおいても撮像素子に入射する光から上記波長帯域の成分をカットしてしまうので、通常観察モードにおいて自然色に近いカラー画像を得ようとするならば、励起光カットフィルターにカットする波長帯域を可能な限り制限しなければならない。よって、励起光として用いる光の波長帯域は、益々狭くなってしまう。

#### 【0006】

ところで、生体組織に励起光として照射される光の波長が短ければ短いほど励起光率が高くなるので、従来、主として短波長の光が励起光として利用されてきたが、組織深部からの蛍光が得られないという欠点がある。一方、励起光の波長が長くなっても、励起光の波長の直後にピーク強度が存する蛍光を生じ、励起光の波長が長くなれば、組織深部からの蛍光が得られるということは、よく知られている。このように、励起波長に依って蛍光特性が変わってくるので、被検部の特性や検査の目的等に応じて励起光の波長を切り換えて蛍光観察ができれば、多様な蛍光診断が可能となる。

10

#### 【0007】

このように励起光の波長を切り換えることを可能とするためには、内視鏡の対物光学系と撮像素子との間の光路に夫々カット波長帯域が異なる複数種類の励起光カットフィルターを選択的に挿入可能とすることも考えられるが、そのような機構は通常観察モードにおいては全く役に立たない機構であって、装置の複雑化・高価格化をもたらすのみである。

20

#### 【0008】

そこで、本発明の課題は、通常観察モードにおいて不要な構成を付加することなく、蛍光観察モードにおいては、多数種類から任意に選択した波長帯域の励起光を用いた蛍光観察が可能な蛍光観察内視鏡装置を、提供することである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

上記の課題を解決するために案出された本発明による蛍光観察内視鏡装置は、体腔内の被検部の生体組織に励起光を照射し、この励起光によって励起した生体組織が発する蛍光による像を撮像する蛍光観察内視鏡装置であって、その先端に対物光学系を備えた内視鏡と、前記対物光学系によって形成された被検部の像を各色成分毎に撮像して夫々の色成分に相当する映像信号を出力する撮像装置と、使用する励起光の波長帯域を選択するために操作者によって操作される操作手段と、前記操作手段への操作によって選択された波長帯域の励起光を前記被検部に照射する照明手段と、前記照明手段によって選択された波長帯域の励起光が前記被検部に照射されている期間毎に、前記撮像装置から出力されている映像信号から当該励起光の波長帯域外に相当する色成分の映像信号を抽出する抽出手段と、前記抽出手段によって抽出された映像信号に基づいて被検部からの蛍光による像の表示を行う表示手段とを、備えたことを特徴とする。

30

#### 【0010】

このように構成されると、操作者が操作手段を操作することによって、何れかの波長帯域が選択され、この波長帯域の励起光が被検部に照射される。この励起光によって励起された被検部の生体組織から発した蛍光は、対物光学系を通じて撮像素子によって、その色成分毎に撮像される。この色成分毎に撮像するとは、像を原色の色成分毎に分離して夫々映像信号に変換するとの意である。従って、この撮像素子から出力される各色成分に相当する映像信号には、蛍光の色成分に相当する映像信号の他、励起光の色成分に相当する映像成分も含まれている。そこで、抽出手段は、撮像素子から出力される映像信号から、励起光の波長帯域外に相当する色成分の映像信号のみを抽出するのである。これにより、表示手段は、蛍光の色成分に相当する映像信号による動画を表示することになる。以上により、操作者は、操作手段を操作することによって任意に励起光の波長帯域を選択して、その励起光に対応する蛍光による像を表示手段によって表示させることが可能になるのである。

40

**【発明の効果】****【0011】**

以上に説明したように、本発明の蛍光観察内視鏡装置によれば、通常観察モードにおいて不要な構成を付加することなく、蛍光観察モードにおいては、多数種類から任意に選択した波長帯域の励起光を用いた蛍光観察が可能である。

**【発明を実施するための最良の形態】****【0012】**

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

**【0013】**

図1は、本発明による蛍光観察内視鏡装置の実施の形態である内視鏡システムの外観図である。図1に示されるように、この内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡10、光源プロセッサ装置20、及び、モニター60を、備えている。 10

**【0014】**

蛍光観察内視鏡10は、通常の電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部10a、その体腔内挿入部10aの先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ等を有する操作部10b、操作部10bと光源プロセッサ装置20とを接続するためのライトガイド可撓管10e、及び、このライトガイド可撓管10eの基端に設けられたコネクタ10dを、備えている。

**【0015】**

図2の概略図に示すように、体腔内挿入部10aの先端面には、配光レンズ11及び対物レンズ12が夫々嵌め込まれた照明窓及び撮影窓が形成されている。そして、この体腔内挿入部10aの内部には、対物レンズ（対物光学系）12によって形成された被写体の像を撮影する撮像素子13、この撮像素子13を駆動する駆動回路15が、組み込まれている。この撮像素子13は、その撮像面にモザイクフィルターが被せられたカラー固体撮像素子（カラーCCD）である。このモザイクフィルターは、1画素を構成する3個又は4個のピクセルを一単位として、各単位を構成する複数のピクセルに夫々被せられるR〔赤〕、G〔緑〕、B〔青〕の微小フィルター（一単位が4個のピクセルから構成される場合には一単位中2個のピクセルにGフィルターが被せられる）から構成されている。この撮像素子13が、対物光学系によって形成された被検部の像を各色成分毎に撮像して、夫々の色成分に相当する映像信号を出力する撮像装置に、相当する。 20 30

**【0016】**

撮像素子13から出力されて駆動回路15によって処理された映像信号を伝送するための信号ケーブル（R〔赤〕、G〔緑〕、B〔青〕のフィルターが夫々被せられたピクセル群毎に各走査線に沿って読み出されたRGBの各映像信号を夫々伝送するための3系統の信号線を含む信号ケーブル）18は、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10e内を引き通されて、コネクタ10dの端面に設けられた電気コネクタ31に接続されている。この信号ケーブル18と並行して、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10e内には、石英ファイバからなるライトガイドファイババンドル（以下、単に「ライトガイド」という）16が引き通されている。このライトガイド16の先端は、体腔内挿入部10aの先端部内において配光レンズ11に対向し、その基端は、コネクタ10dの端面から突出した金属製のパイプ19内に挿入されて固定されている。 40

**【0017】**

光源プロセッサ装置20は、蛍光観察内視鏡10のライトガイド16の端面に照明光（白色光）及びレーザー光を選択的に導入するとともに、蛍光観察内視鏡10の電気コネクタ31を通じて駆動回路15から受信した映像信号に対して画像処理を行うことによってビデオ信号を生成してモニター60へ出力する装置である。

**【0018】**

この光源プロセッサ装置20の筐体の正面のパネルには、蛍光観察内視鏡10のパイプ19がその外面側から挿入される筒であるソケット20aが、設けられている。このソケ 50

ット20aに穿たれた貫通孔は、光源プロセッサ装置20の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置20の内部空間内には、ソケット20aの中心軸（即ち、ソケット20aに挿入されたパイプ19内のライトガイドファイバ16の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ28、ビームスプリッタ29、ロータリーシャッタ32、及び、ランプ33が、配置されている。

【0019】

集光レンズ28は、その光軸に沿ってビームスプリッタ29側から入射してきた平行光をソケット20aに挿入されたパイプ19内のライトガイドファイバ16の基端面に集光するレンズである。

【0020】

ランプ33は、ランプ用電源38によって電源電流が供給されて白色光を発光する電球（図示略）と、この電球から発散光として発した白色光を平行光にするためのレンズ又はリフレクター（図示略）とを備えている。その結果として、ランプ33は、白色光を、集光レンズ28の光軸に沿った平行光として、ビームスプリッタ29を通して集光レンズ28に向けて射出する。

【0021】

ビームスプリッタ29は、集光レンズ28の光軸に対して45度傾けて配置されている。このビームスプリッタ29は、ランプ33からの白色光を透過するとともに、集光レンズ28の光軸に対して垂直な方向からの光を、集光レンズ28の光軸に沿って反射して当該集光レンズ28に入射させるハーフミラーである。

【0022】

これらランプ33とビームスプリッタ29との間に介在しているロータリーシャッタ32は、円形の板からなる。図3は、このロータリーシャッタ32をランプ33側から見た状態を示す図である。この図3に示すように、ロータリーシャッタ32には、開口320が穿たれている。この開口320は、その外径がロータリーシャッタ32自体の外径よりも僅かに小さいとともに中心角が180度である扇状（1/2の円環状）の開口（以下「第1開口部」という）320aと、第1開口部320aに内接するとともに中心角が90度である扇状（1/4円環状）の開口（以下、「第2開口部」という）320bとを、図3における半時計方向側の端縁を揃えた状態で相互に繋げたのと等価な形状を、有している。

【0023】

このロータリーシャッタ32は、第1モータ34によって回転自在に保持されている。即ち、この第1モータ34は、撮像素子13が2フレームの撮像を行う間に丁度1回転するように、15Hzの回転周期で回転している。そして、この第1モータ34自体は、第2モータ24によって集光レンズ34の光軸に直交する方向へ移動可能に、スライドテーブル25上に載置されている。なお、この第2モータ24の駆動軸には、その駆動軸の回転量に応じた信号を出力する位置検出センサ26が取り付けられている。従って、この位置検出センサ26から出力される信号に基づいて、システムコントロール回路42がロータリーシャッタ32の位置を求めることが可能となっている。そして、ロータリーシャッタ32は、位置検出センサ26からの信号に基づいて第2モータ24がシステムコントロール回路42によって制御されることにより、後述する通常観察モード下では、ランプ33から射出される白色光の光路から完全に待避した位置（以下、「待避位置」という）へ移動され、第1又は第2蛍光観察モード下では、第1開口部320aが白色光の光路に挿入される位置（以下、「第1開口部挿入位置」という）へ移動され、第3蛍光観察モード下では、第2開口部320bが白色光の光路に挿入される位置（以下、「第2開口部挿入位置」という）へ移動される。

【0024】

一方、ビームスプリッタ29によって90度折り曲げられた集光レンズ28の光軸上には、順番に、コリメータレンズ39及びレーザーユニット40が配置されている。レーザーユニット40は、3種類の波長から任意に選択された波長のレーザー光を発散光として

10

20

30

40

50

射出する装置であり、コリメータレンズ 39 は、このレーザーユニット 40 から発散光として発したレーザー光を平行光とするレンズである。

【0025】

図 4 は、レーザーユニット 40 の詳細構成を示す図である。この図 4 に示されるように、このレーザーユニット 40 は、基板上に固定された第 1 乃至第 3 の半導体レーザー 401 ~ 403，同じく基板上に固定されたロッドレンズ 404，各半導体レーザー 401 ~ 403 の発光点から発したレーザー光を夫々ロッドレンズ 404 の基端に導く第 1 乃至第 3 の光ファイバー 405 ~ 407、各半導体レーザー 401 ~ 403 に夫々駆動電流を供給する第 1 乃至第 3 のドライバ 408 ~ 410 から、構成される。このロッドレンズ 404 は、その先端面がコリメータレンズ 39 の前側焦点と一致するように、そのコリメータ

10

【0026】

図 5 乃至図 7 は、夫々、第 1 乃至第 3 の半導体レーザー 401 ~ 403 が発するレーザー光（励起光 1 ~ 3）の波長スペクトルを、上記モザイクフィルターを構成する R，G，B の各フィルターの透過波長帯域と対比して示すグラフであり、互いに、縦軸（強度）及び横軸（波長）のスケール及び原点の値を共通としている。第 1 の半導体レーザー 401 が発するレーザー光（励起光 1）の波長スペクトルは、図 5 に示すように、紫外帯域にあり、撮像素子 13 の撮像面に設けられた R，G，B の何れのフィルターの透過波長帯域からも外れている。この励起光 1 が照射された時に生体組織が発する蛍光のピーク値は、この励起光 1 の波長帯域の直後（波長の値が少しだけ長い帯域、即ち、青～緑の帯域）に生じるので、R，G，B の全映像信号がこの蛍光による像を示すことになる。また、第 2 の半導体レーザー 402 が発するレーザー光（励起光 2）の波長スペクトルは、図 6 に示すように、青色帯域にあり、撮像素子 13 の撮像面に設けられた R，G の両フィルターの透過波長帯域から外れている。この励起光 2 が照射された時に生体組織が発する蛍光のピーク値は、この励起光 2 の波長帯域の直後（緑～赤の帯域）に生じるので、R，G の両映像信号がこの蛍光による像を示すことになる。また、第 3 の半導体レーザー 403 が発するレーザー光（励起光 3）の波長スペクトルは、図 7 に示すように、緑色帯域にあり、撮像素子 13 の撮像面に設けられた R フィルターの透過波長帯域からは外れている。この励起光 3 が照射された時に生体組織が発する蛍光のピーク値は、この励起光 3 の波長帯域の直後（赤～赤外の帯域）に生じるので、R 映像信号がこの蛍光による像を示すことになる。

20

30

【0027】

光源プロセッサ装置 20 の筐体の正面側パネルには、パイプ 19 がソケット 20a に挿入された状態において電気コネクタ 31 を構成する各端子と夫々導通する多数の電極からなる電気ソケット 21 と、外部から操作される複数のスイッチ（図 2 においては、白色光選択スイッチ 23a，励起光選択スイッチ [励起光 1 選択スイッチ 23b，励起光 2 選択スイッチ 23c，励起光 3 選択スイッチ 23d]，映像信号選択スイッチ [B 映像信号選択スイッチ 23e，G 映像信号選択スイッチ 23f，R 映像信号選択スイッチ 23g] のみ図示）を有する操作パネル 23 が、設けられている。そして、操作パネル 23 上の各スイッチ 23a ~ g は、夫々、システムコントロール回路 42 に接続されている。その結果、操作パネル（操作手段に相当）23 上の各スイッチ 23a ~ g に対する操作によって生じた操作信号は、夫々、システムコントロール回路 42 に入力される。

40

【0028】

このシステムコントロール回路 42 には、上述した位置検出センサ 26 が接続されており、この位置検出センサ 26 から出力された信号が入力される。また、このシステムコントロール回路 42 は、上述した第 1 モータ 34，第 2 モータ 24，ランプ用電源 38 及び第 1 乃至第 3 のドライバ 408 ~ 410 に接続されており、これらを制御するための信号を出力する。

【0029】

具体的には、システムコントロール回路 42 は、何れの動作モードにおいても、ランプ用電源 38 を起動することによってランプ 33 から白色光を射出させるとともに、その内

50

部において発生したタイミング信号（個々のフレームの先頭タイミングを示す垂直同期信号）に同期して第1モータ34を制御することによって、第1ロータリーシャッタ32を15Hzの回転速度で回転させる。また、システムコントロール回路42は、白色光選択スイッチ23aが投入され且つ励起光選択スイッチ23b～dの何れも投入されていない場合には動作モードを通常観察モードとし、白色光選択スイッチ23aと励起光選択スイッチ23b～dの何れか一つのスイッチとが投入されている場合には動作モードを第1蛍光観察モードとし、白色光選択スイッチ23aと励起光選択スイッチ23b～dの何れか二つのスイッチとが投入されている場合には動作モードを第2蛍光観察モードとし、白色光選択スイッチ23aと全励起光選択スイッチ23b～dの全てのスイッチとが投入されている場合には動作モードを第3蛍光観察モードとする。

10

**【0030】**

そして、システムコントロール回路42は、動作モードが通常観察モードに切り替わると、第2モータ34を制御することによってロータリーシャッタ32を待避位置へ移動させるとともに、全ドライバ408～410の動作を停止させる。その結果、ランプ33から射出された白色光のみが、常に、ビームスプリッタ29を透過して、集光レンズ28に入射し、更にライドガイド16に入射する。

**【0031】**

また、システムコントロール回路42は、動作モードが第1蛍光観察モードに切り替わると、第2モータ34を制御することによってロータリーシャッタ32を第1開口部挿入位置へ移動させる。その結果、図8(a)に示すように、ランプ33から射出された白色光は、ロータリーシャッタ32の第1開口部320aが集光レンズ28の光軸上に位置する期間（1フレーム分の期間）のみ、このロータリーシャッタ32を通過して、ビームスプリッタ29を透過して集光レンズ28に入射する。同時に、システムコントロール回路42は、励起光選択スイッチ23b～dのその時点において投入されている一つのスイッチに相当する一つのドライバ（励起光1選択スイッチ23bが投入されている場合には第1のドライバ408，励起光2選択スイッチ23cが投入されている場合には第2のドライバ409，励起光3選択スイッチ23dが投入されている場合には第3のドライバ410）を制御することにより、ロータリーシャッタ32が白色光を遮光している期間（1フレーム分の期間）のみ、全ドライバ408～410のうちの制御対象ドライバに接続されている半導体レーザーから励起光としてのレーザー光を射出させる。なお、図8(a)は、励起光1選択スイッチ34bが投入された為に励起光1が射出されている例を示している。

20

30

**【0032】**

また、システムコントロール回路42は、動作モードが第2蛍光観察モードに切り替わっても、第2モータ34を制御することによってロータリーシャッタ32を第1開口部挿入位置へ移動させる。その結果、図8(b)に示すように、ランプ33から射出された白色光は、ロータリーシャッタ32の第1開口部320aが集光レンズ28の光軸上に位置する期間（1フレーム分の期間）のみ、このロータリーシャッタ32を通過して、ビームスプリッタ29を透過して集光レンズ28に入射する。同時に、システムコントロール回路42は、励起光選択スイッチ23b～dのその時点において投入されている二つのスイッチに相当する二つのドライバを夫々順次制御することにより、ロータリーシャッタ32が白色光を遮光している期間（1フレーム分の期間）の前半（第1フィールドに相当する期間）のみ、全ドライバ408～410のうちの当該二つのドライバに接続されている二つの半導体レーザーの一方から励起光としてのレーザー光を射出させ、同期間の後半（第2フィールドに相当する期間）のみ、他方の半導体レーザーからレーザー光を射出させる。なお、図8(b)は、励起光1選択スイッチ34b及び励起光2選択スイッチ34cが投入された為に励起光1及び励起光2が順次射出されている例を示している。

40

**【0033】**

また、システムコントロール回路42は、動作モードが第3蛍光観察モードに切り替わると、第2モータ34を制御することによってロータリーシャッタ32を第2開口部挿入

50



位置へ移動させる。その結果、図 8 ( c ) に示すように、ランプ 3 3 から射出された白色光は、ロータリーシャッタ 3 2 の第 2 開口部 3 2 0 b が集光レンズ 2 8 の光軸上に位置する期間 ( 1 フィールド分の期間 ) のみ、このロータリーシャッタ 3 2 を通過して、ビームスプリッタ 2 9 を透過して集光レンズ 2 8 に入射する。同時に、全ドライバ 4 0 8 ~ 4 1 0 を夫々順次制御することにより、ロータリーシャッタ 3 2 が白色光を遮光している期間 ( 3 フィールド分の期間 ) 内において、最初の 1 フィールド分の期間に第 1 の半導体レーザー 4 0 1 から励起光 1 を射出させ、次の 1 フィールド分の期間に第 2 の半導体レーザー 4 0 2 から励起光 2 を射出させ、最後の 1 フィールド分の期間に第 3 の半導体レーザー 4 0 3 から励起光 3 を射出させる。

#### 【 0 0 3 4 】

以上のようにして各半導体レーザー 4 0 1 ~ 4 0 3 から射出されたレーザー光は、各光ファイバー 4 0 5 ~ 4 0 7 及びロッドレンズ 4 0 4 によって導光され、このロッドレンズ 4 0 4 の先端面からコリメータレンズ 3 9 に向けて射出される。その後、レーザー光は、ビームスプリッタ 2 9 によって反射されて、白色光と交互に集光レンズ 2 8 に入射し、更にライトガイド 1 6 に入射する。ライトガイド 1 6 に入射した白色光及びレーザー光は、ライトガイド 1 6 により導光され、配光レンズ 1 1 を通じて被検部に照射される。以上に説明した配光レンズ 1 1 , ライトガイド 1 6 , 集光レンズ 2 8 , ビームスプリッタ 2 9 , コリメータレンズ 3 9 , レーザーユニット 4 0 及びシステムコントロール回路 4 2 が、操作手段への操作によって選択された波長帯域の励起光を被検部に照射する照明手段に相当する。

#### 【 0 0 3 5 】

さらに、システムコントロール回路 4 2 は、映像信号処理回路 4 3 に接続されており、この映像信号処理回路 4 3 に対しても、タイミング信号を入力するとともに、現在の動作モード、操作パネル 2 3 において現在投入されている励起光選択スイッチ 2 3 b ~ d に相当する励起光の種類又は現時点でライトガイド 1 6 に導入されている光の種類、及び、操作パネル 2 3 において現在投入されている映像信号選択スイッチ 2 3 e ~ g に相当する映像信号の種類を通知する。但し、何れの映像信号選択スイッチ 2 3 e ~ g も投入されていない場合も、システムコントロール回路 4 2 は、全映像信号選択スイッチ 2 3 e ~ g が投入されているのと等価であるとみなして、全映像信号の種類を映像信号処理回路 4 3 に通知する。

#### 【 0 0 3 6 】

この映像信号処理回路 4 3 には、また、電気ソケット 2 1 を構成する各電極に接続されている。よって、駆動回路 1 5 を通じて撮像素子 1 3 から出力された R G B の各映像信号は、電気コネクタ 3 1 及び電気ソケット 2 1 を通じて、映像信号処理回路 4 3 に入力される。さらに、この映像信号処理回路 4 3 には、モニター 6 0 が接続されている。映像信号処理回路 4 3 は、内視鏡 1 0 の駆動回路 1 5 から入力された R G B の各映像信号を処理することによって、通常観察モードにおいては通常カラー画像の動画を、各蛍光観察モードにおいては、通常カラー画像の動画及び蛍光画像の動画を並べて示す画面を、モニター 6 0 上に表示する。

#### 【 0 0 3 7 】

図 9 は、この映像信号処理回路 4 3 の内部構造を示すブロック図である。この図 9 に示されるように、映像信号処理回路 4 3 内において、R, G, B の各映像信号は、前段映像信号処理回路 4 3 1 に入力される。この前段映像信号処理回路 4 3 1 はメモリ 4 3 2 に接続され、このメモリ 4 3 2 はスキャンコンバータ 4 3 3 に接続され、このスキャンコンバータ 4 3 3 は後段映像信号処理回路 4 3 4 に接続され、この後段映像信号処理回路 4 3 4 にモニター 6 0 が接続される。

#### 【 0 0 3 8 】

前段映像信号処理回路 4 3 1 は、撮像素子 1 3 から送られてくる R G B の各映像信号に対して所定の処理を施すための回路である。この前段映像信号処理回路 4 3 1 が各映像信号に施す具体的な処理としては、高周波成分除去、増幅、ブランキング、クランピング、

10

20

30

40

50

ホワイトバランス，ガンマ補正，アナログデジタル変換，及び、色分離等がある。

【 0 0 3 9 】

メモリ 4 3 2 の内部は、ライトガイド 1 6 に白色光が導入されている間に前段映像信号処理回路 4 3 1 に入力されて上記処理が施された映像信号（R 映像信号，G 映像信号，B 映像信号）が夫々格納（上書き）される R 映像信号領域 4 3 2 a，G 映像信号領域 4 3 2 b，B 映像信号領域 4 3 2 c，ライトガイド 1 6 に励起光 1 が導入されている間に前段映像信号処理回路 4 3 1 に入力されて上記処理が施された映像信号（R 映像信号，G 映像信号，B 映像信号）が格納（上書き）される第 1 蛍光映像信号領域 4 3 2 d，ライトガイド 1 6 に励起光 2 が導入されている間に前段映像信号処理回路 4 3 3 に入力されて上記処理が施された映像信号（R 映像信号，G 映像信号）が格納（上書き）される第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e，ライトガイド 1 6 に励起光 3 が導入されている間に前段映像信号処理回路 4 3 3 に入力されて上記処理が施された映像信号（R 映像信号）が格納（上書き）される第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f に、区分されている。このメモリ 4 3 2 が、撮像装置から出力された映像信号を記憶する記憶装置に相当する。

【 0 0 4 0 】

スキャンコンバータ 4 3 3 は、通常観察モード下においては、各フレームに相当する期間毎に、R 映像信号領域 4 3 2 a，G 映像信号領域 4 3 2 b，B 映像信号領域 4 3 2 c から夫々映像信号（R 映像信号，G 映像信号，B 映像信号）を読み出して、後段映像信号処理回路 4 3 4 へ入力する。

【 0 0 4 1 】

また、スキャンコンバータ 4 3 3 は、第 1 蛍光観察モード下においては、各フレームに相当する期間毎に、R 映像信号領域 4 3 2 a，G 映像信号領域 4 3 2 b 及び B 映像信号領域 4 3 2 c から夫々映像信号（R 映像信号，G 映像信号，B 映像信号）を読み出すとともに、システムコントロール回路 4 2 によって通知された励起光の種類に対応する領域（第 1 蛍光映像信号領域 4 3 2 d，第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e，又は第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f）から、システムコントロール回路 4 2 によって通知された全種類の映像信号を読み出す。このとき、被検部に照射される励起光の種類が励起光 2 であって映像信号の種類が B 映像信号であった場合には、B 映像信号は第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e に存在していないので、B 映像信号を第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e から読み出すことはできない。同様に、被検部に照射される励起光の種類が励起光 3 であって映像信号の種類が G 映像信号又は B 映像信号であった場合には、G 映像信号も B 映像信号も第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f に存在していないので、G 映像信号及び B 映像信号を第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f から読み出すことはできない。そして、スキャンコンバータ 4 3 3 は、R 映像信号領域 4 3 2 a，G 映像信号領域 4 3 2 b 及び B 映像信号領域 4 3 2 c から読み出した映像信号とシステムコントロール回路 4 2 によって通知された励起光の種類に対応する領域 4 3 2 d ~ 4 3 2 f から読み出した映像信号とを互いに結合して、通常カラー画像と蛍光画像とを並べて表示させる映像信号を生成して、後段映像信号処理回路 4 3 4 へ入力する。

【 0 0 4 2 】

また、スキャンコンバータ 4 3 3 は、第 2 蛍光観察モード下においては、各フレームに相当する期間毎に、R 映像信号領域 4 3 2 a，G 映像信号領域 4 3 2 b 及び B 映像信号領域 4 3 2 c から夫々映像信号（R 映像信号，G 映像信号，B 映像信号）を読み出すとともに、システムコントロール回路 4 2 によって通知された励起光の種類に対応する全蛍光映像信号領域（第 1 蛍光映像信号領域 4 3 2 d，第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e，又は第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f）の二つの領域から、システムコントロール回路 4 2 によって通知された全種類の映像信号を読み出す。そして、スキャンコンバータ 4 3 3 は、R 映像信号領域 4 3 2 a，G 映像信号領域 4 3 2 b，B 映像信号領域 4 3 2 c から読み出した映像信号とシステムコントロール回路 4 2 によって通知された励起光の種類に対応する全蛍光映像信号領域 4 3 2 d ~ 4 3 2 f の二つの領域から夫々読み出した映像信号とを互いに結合して、通常カラー画像と 2 種類の蛍光画像とを並べて表示させる映像信号を生成して、後段映像信号処理回路 4 3 4 へ入力する。この時、各領域 4 3 2 d ~ 4 3 2 f から夫々

読み出された映像信号は一フィールド分しかないので、各蛍光画像の垂直方向の解像度（走査線本数）は、通常カラー画像の半分となる。

【 0 0 4 3 】

また、スキャンコンバータ 4 3 3 は、第 3 蛍光観察モード下においては、各フレームに相当する期間毎に、R 映像信号領域 4 3 2 a , G 映像信号領域 4 3 2 b 及び B 映像信号領域 4 3 2 c から夫々映像信号（R 映像信号 , G 映像信号 , B 映像信号）を読み出すとともに、第 1 蛍光映像信号領域 4 3 2 d , 第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e , 又は第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f から、システムコントロール回路 4 2 によって通知された全種類の映像信号を読み出す。そして、スキャンコンバータ 4 3 3 は、R 映像信号領域 4 3 2 a , G 映像信号領域 4 3 2 b 及び B 映像信号領域 4 3 2 c から読み出した映像信号と第 1 蛍光映像信号領域 4 3 2 d , 第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e 及び第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f から夫々読み出した映像信号とを互いに結合して、通常カラー画像と 3 種類の蛍光画像とを並べて表示させる映像信号を生成して、後段映像信号処理回路 4 3 4 に入力する。この時、R 映像信号領域 4 3 2 a , G 映像信号領域 4 3 2 b 及び B 映像信号領域 4 3 2 c から読み出された映像信号も、第 1 蛍光映像信号領域 4 3 2 d , 第 2 蛍光映像信号領域 4 3 2 e , 又は第 3 蛍光映像信号領域 4 3 2 f から夫々読み出された映像信号も、夫々一フィールド分しかないので、各画像の垂直方向の解像度（走査線本数）は通常観察モード及び第 1 蛍光観察モードにおける各画像の半分となる。

10

【 0 0 4 4 】

以上説明したスキャンコンバータ 4 3 3 が、記憶装置から励起光の波長帯域外に相当する色成分の映像信号のみを読み出す読出手段に相当する。そして、メモリ 4 3 2 及びスキャンコンバータ 4 3 3 が、照明手段によって励起光が被検部に照射されている期間毎に、撮像装置から出力されている映像信号から励起光の波長帯域外に相当する色成分の映像信号を抽出する抽出手段に相当する。

20

【 0 0 4 5 】

後段映像信号処理回路 4 3 4 は、スキャンコンバータ 4 3 3 から入力された映像信号に対して、デジタルアナログ変換 , エンコーディング , 及び、インピーダンスマッチング等の処理を施してモニター 6 0 へ出力する。その結果、モニター 6 0 上には、通常観察モード下では通常カラー画像のリアルタイム動画が表示され、第 1 蛍光観察モード下では通常カラー画像のリアルタイム画像及び一つの蛍光画像のリアルタイム画像が並べて表示され、第 2 蛍光モード下では通常カラー画像のリアルタイム画像及び二種類の蛍光画像のリアルタイム画像が並べて表示され、第 3 蛍光モード下では白色画像のリアルタイム画像及び三種類の蛍光画像のリアルタイム画像とが並べて表示される。

30

【 0 0 4 6 】

なお、第 1 蛍光モード下では、上述したようにスキャンコンバータ 4 3 3 が R 映像信号領域 4 3 2 a , G 映像信号領域 4 3 2 b 及び B 映像信号領域 4 3 2 c から読み出した映像信号と領域 4 3 2 d ~ 4 3 2 f から夫々読み出した映像信号とを単に結合しただけであると、映像信号処理回路 4 3 から出力された映像信号に基づいてモニター 6 0 上に表示される画面は、通常カラー画像のリアルタイム動画と蛍光画像のリアルタイム動画とを単に並べて表示しただけのものとなるが、スキャンコンバータ 4 3 3 は、上述した以外にも様々な映像信号を結合することができる。例えば、図示せぬキャラクター生成回路から出力された映像信号（検査に関する文字情報を表示するための映像信号）を両映像信号とに加えて更に結合した場合には、モニター 6 0 上に表示される画面は、例えば、図 1 0 に示すようになる。また、映像信号処理回路 4 3 が両映像信号を夫々任意にフリーズする静止画像メモリを備えている場合に、スキャンコンバータ 4 3 3 が両映像信号に加えて更に各静止画像メモリから夫々読み出した静止画像の映像信号を結合した場合には、モニター 6 0 上に表示される画面は、例えば、図 1 1 に示すようになる。なお、図 1 2 は、第 3 蛍光モードにおいてモニター 6 0 上に表示される画面例である。

40

【 0 0 4 7 】

何れの場合においても、モニター 6 0 上には、通常カラー画像のリアルタイム動画と一

50

乃至三種類の蛍光画像のリアルタイム動画とが、並べて表示される。しかも、ここで表示される各蛍光画像は、操作パネル２３上において、３種類の波長帯域のレーザー光（励起光１，励起光２，励起光３）の中から術者が任意に選択したレーザー光に基づいて生体組織から発生した蛍光のうち、術者が任意に選択した波長帯域の蛍光によって形成された画像である。従って、術者は、検査目的や被検部に適した波長帯域のレーザー光及び蛍光によって、蛍光診断を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【００４８】

【図１】本発明の実施形態による内視鏡システムの外観を示す外観図

【図２】内視鏡システムの内部構成を示す概略図

10

【図３】ロータリーシャッタの正面図

【図４】レーザーユニットの構造を示す詳細図

【図５】励起光１の波長スペクトルと各フィルターの透過波長帯域とを示すグラフ

【図６】励起光２の波長スペクトルと各フィルターの透過波長帯域とを示すグラフ

【図７】励起光３の波長スペクトルと各フィルターの透過波長帯域とを示すグラフレーザー光の分光特性及びレーザー光カットフィルターの透過特性を示すグラフ

【図８】各蛍光観察モードにおいてライトガイドに導入される照射光の種類を示すシーケンス図

【図９】映像信号処理回路４３の内部構造を示すブロック図

【図１０】モニターの表示例を示す図

20

【図１１】モニターの表示例を示す図

【図１２】モニターの表示例を示す図

【符号の説明】

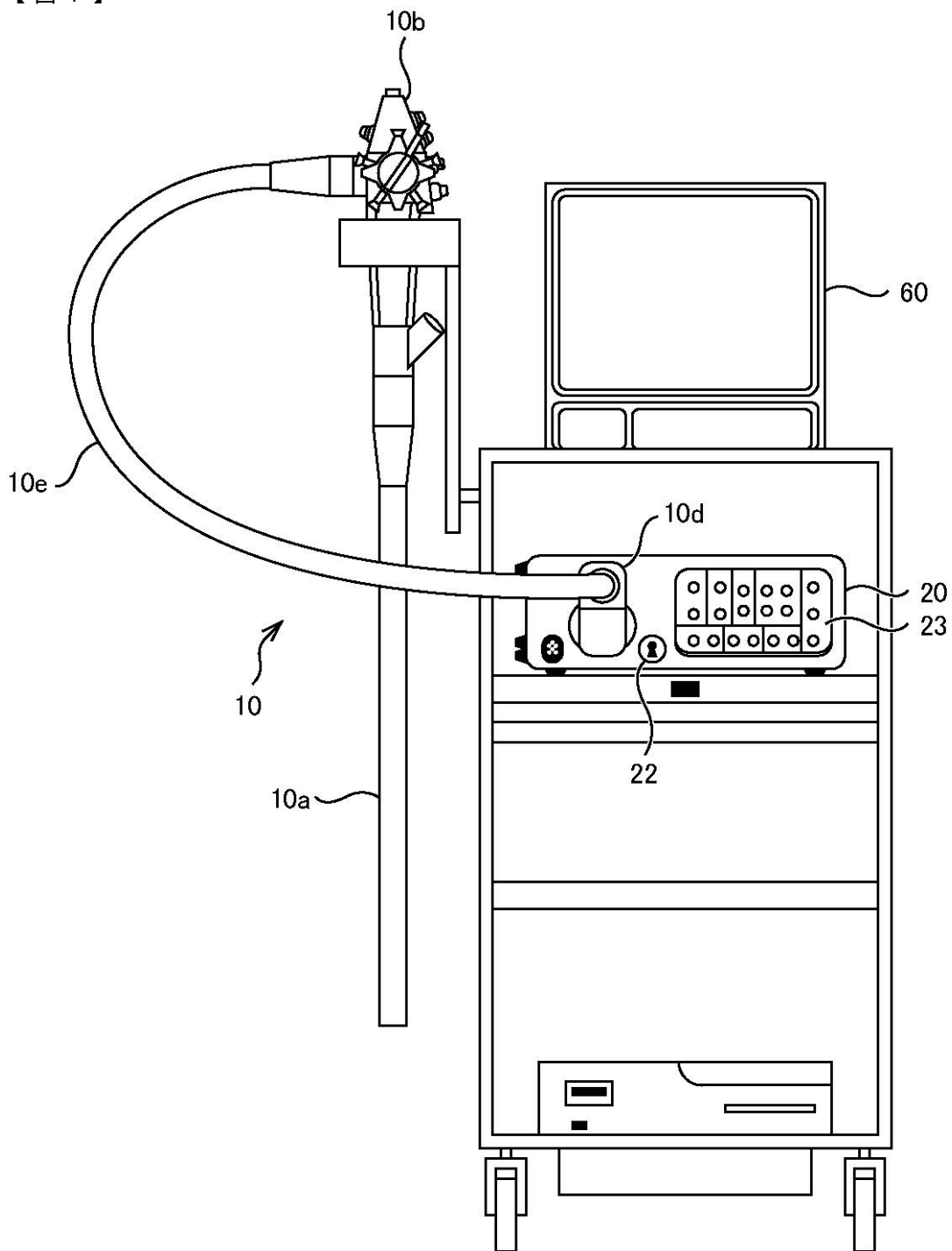
【００４９】

- １０ 蛍光観察内視鏡
- １２ 対物光学系
- １３ 撮像素子
- １６ ライトガイドファイババンドル
- ２０ 光源プロセッサ装置
- ２８ 集光レンズ
- ２９ ビームスプリッタ
- ３２ ロータリーシャッタ
- ３３ ランプ
- ４０ レーザーユニット
- ４２ システムコントロール回路
- ４３ 映像信号処理回路
- ６０ モニター
- ４３１ 前段映像信号処理回路
- ４３２ メモリ
- ４３３ スキャンコンバータ

30

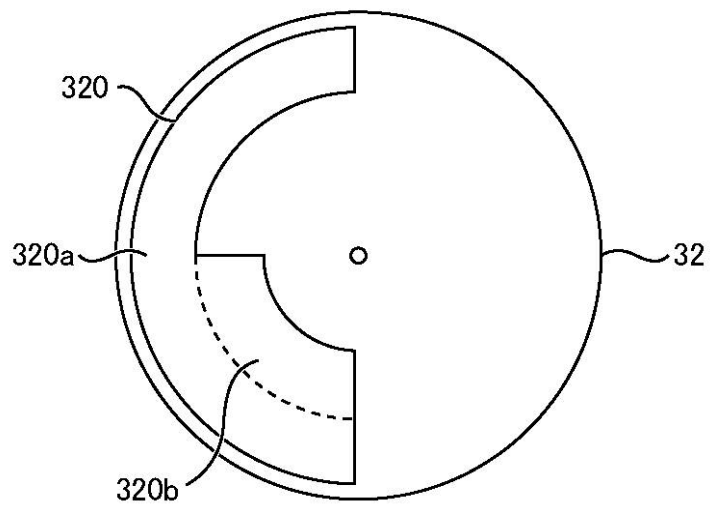
40

【 図 1 】

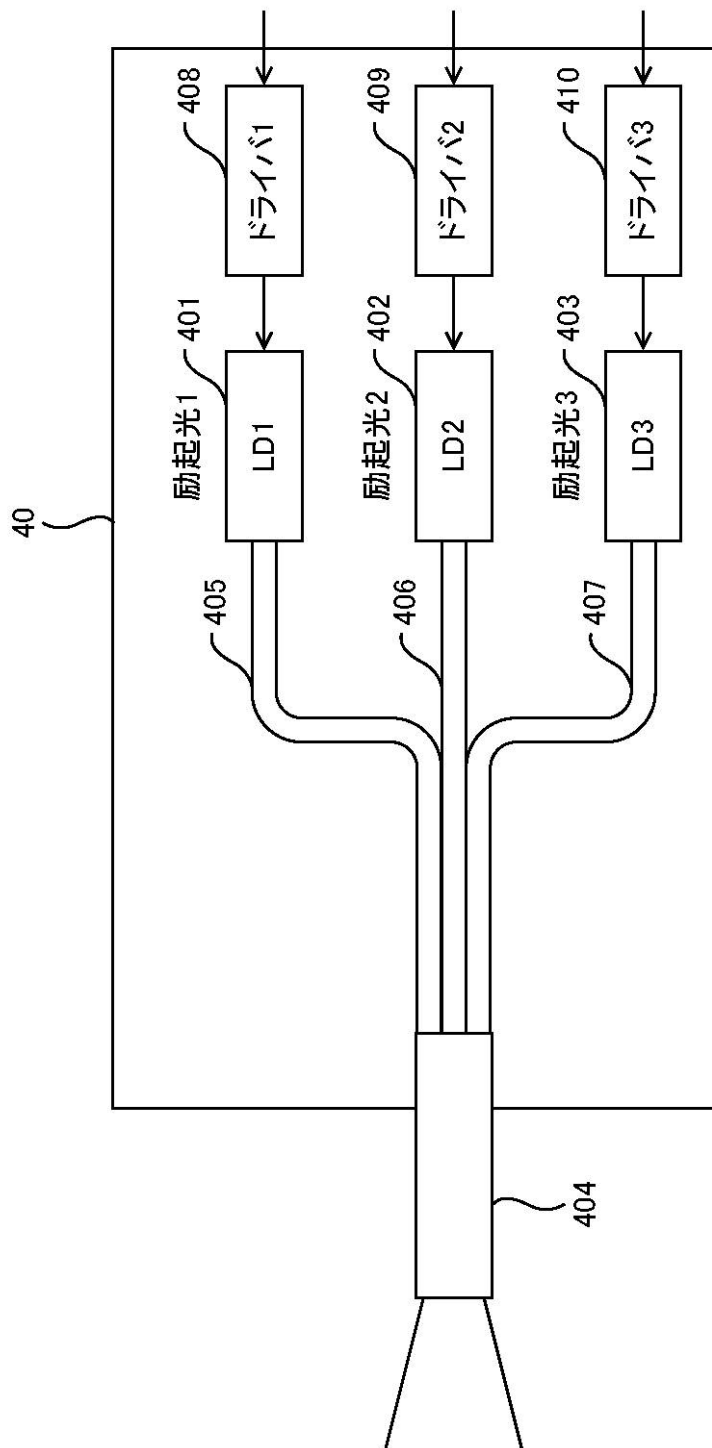




【 図 3 】

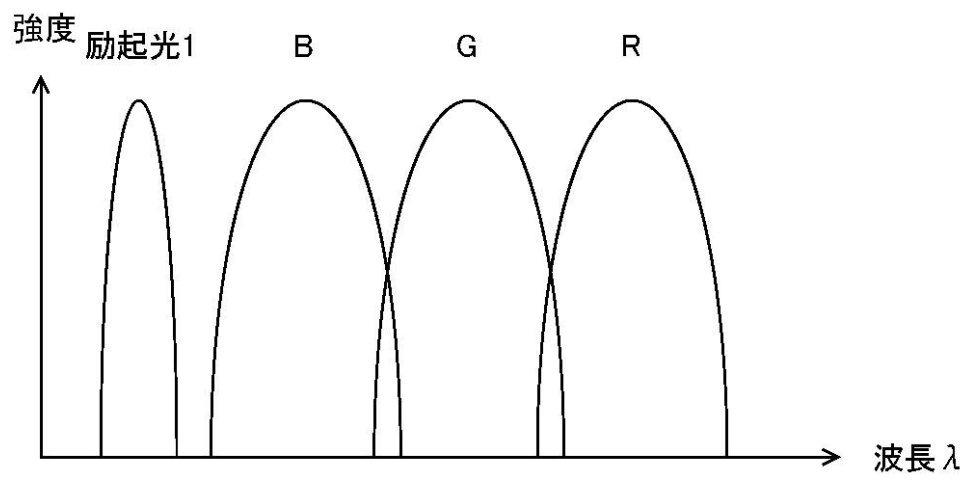


【図 4】

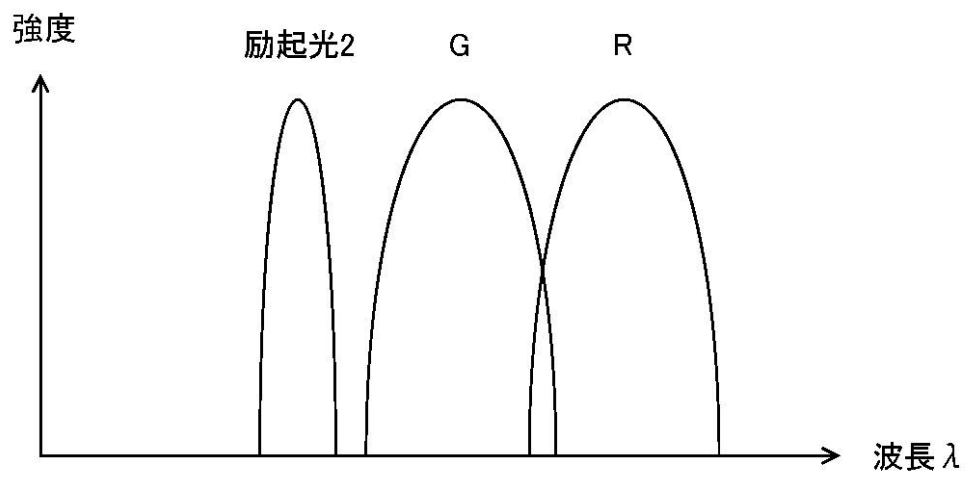




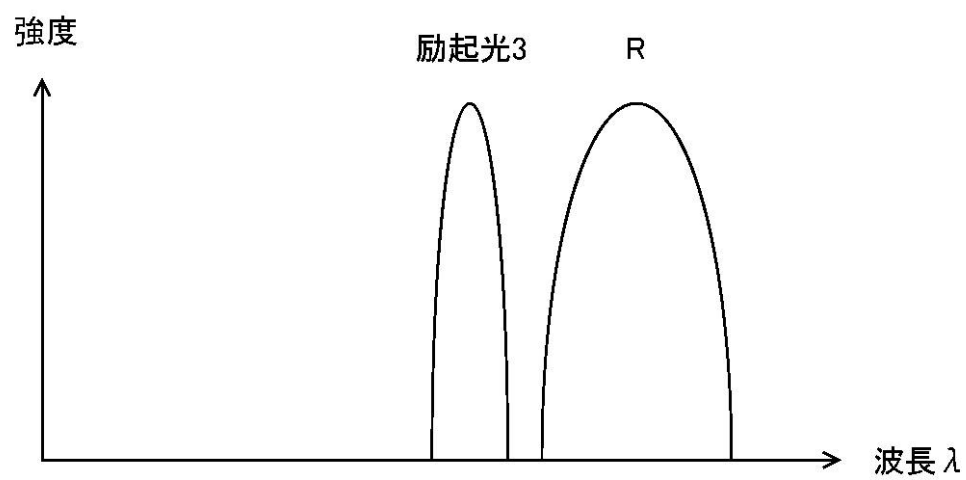
【 図 5 】

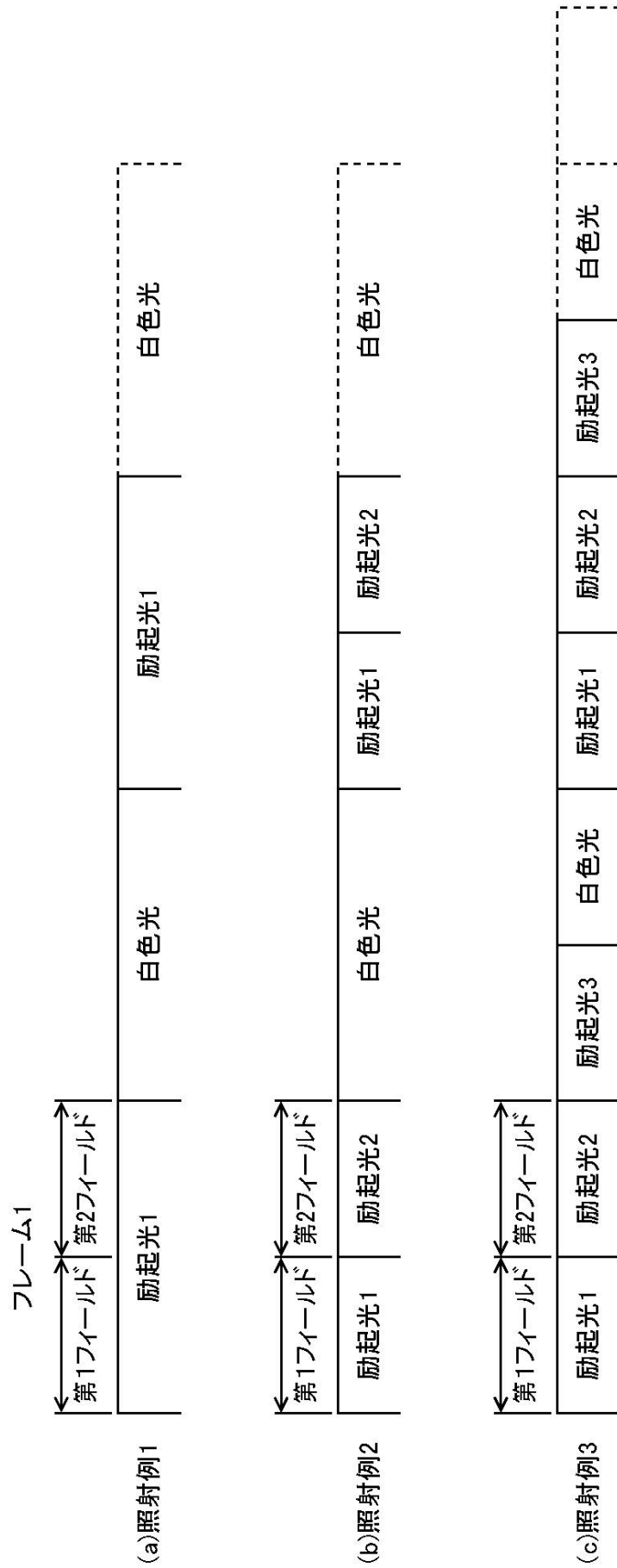


【 図 6 】

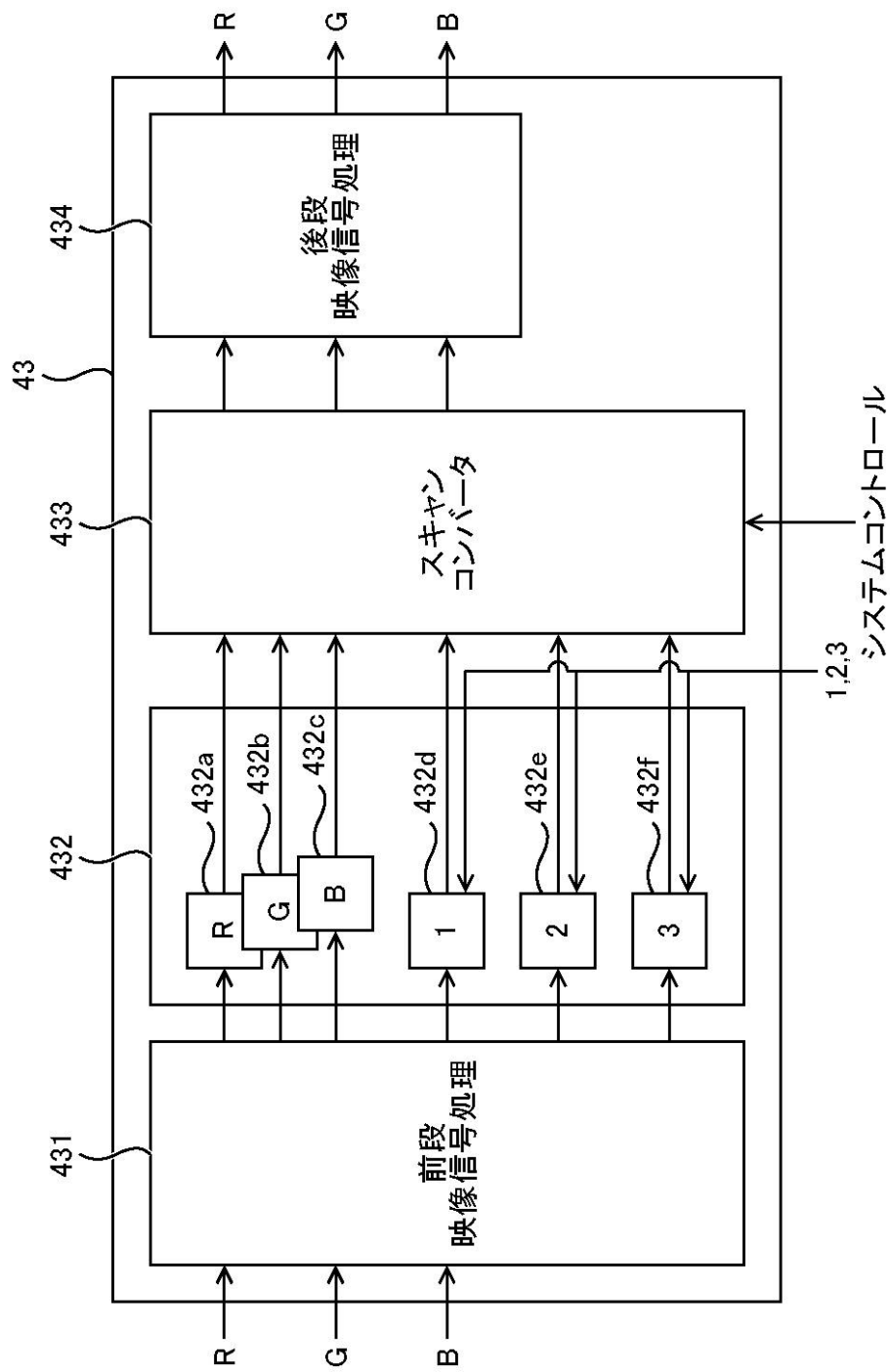


【 図 7 】

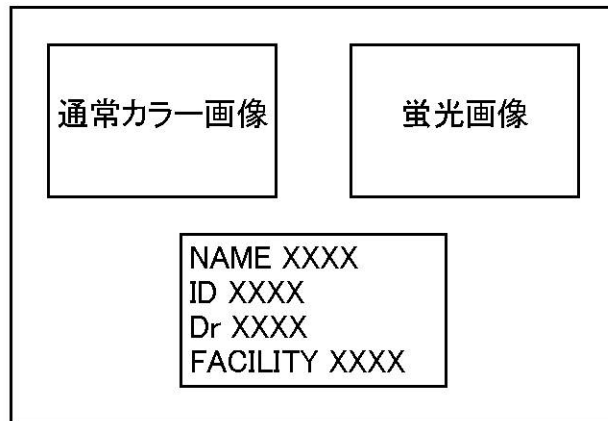




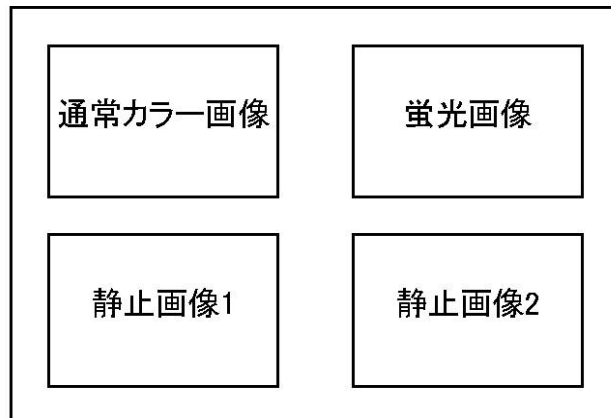
【図 9】



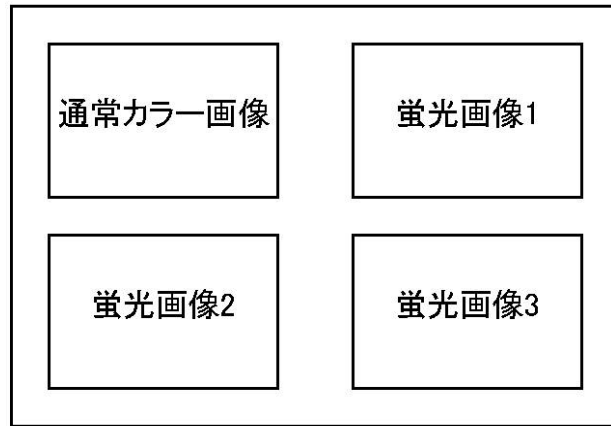
【図 1 0】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 BB10 CC06 HH54 LL02 MM02 MM03 NN01 QQ04 RR04 RR14  
SS21 WW05 YY12

专利名称(译)	荧光观察内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005319115A</a>	公开(公告)日	2005-11-17
申请号	JP2004140198	申请日	2004-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫 宇津井哲也		
发明人	杉本 秀夫 宇津井 哲也		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.631 A61B1/06.A A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA02 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA03 2G043/LA03 4C061/BB10 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/SS21 4C061/WW05 4C061/YY12 4C161/BB10 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS21 4C161/WW05 4C161/YY12		
其他公开文献	JP4459709B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种荧光观察内窥镜装置，其能够在荧光观察模式中使用多个波长带的激发光进行荧光观察，而无需在正常观察模式中添加不必要的配置。激光器单元（40）包括多个半导体激光器（401至403），每个半导体激光器具有不同的振荡波长。系统控制电路42从激光器单元40顺序地并且重复地发射由操作者选择的波长的激光。发射的激光通过光导16和配光透镜11照射到对象。由激光激发的活组织发出的荧光由物镜12在彩色成像装置13上成像。视频信号处理电路43基于在获得视频信号时由于引入光导16的激光波长带之外的光而从彩色成像装置13输出的视频信号的分量。图像显示在监视器60上。[选中图]图5

