

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5114003号  
(P5114003)

(45) 発行日 平成25年1月9日(2013.1.9)

(24) 登録日 平成24年10月19日(2012.10.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	1/00	(2006.01)
A 6 1 B	1/04	(2006.01)
G 0 1 N	21/64	(2006.01)
H 0 4 N	7/18	(2006.01)

A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
A 6 1 B	1/04	3 7 O
G 0 1 N	21/64	F
H 0 4 N	7/18	M

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号

特願2005-321314 (P2005-321314)

(22) 出願日

平成17年11月4日 (2005.11.4)

(65) 公開番号

特開2007-125245 (P2007-125245A)

(43) 公開日

平成19年5月24日 (2007.5.24)

審査請求日

平成20年10月21日 (2008.10.21)

(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 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 謝 天宇

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 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体の体腔内に励起光を照射する励起光照射手段と、前記励起光によって前記体腔から発生する蛍光を受光する蛍光受光手段と、受光された蛍光の情報から前記体腔の蛍光画像を生成する蛍光画像生成手段と、前記蛍光の蛍光信号スペクトルを生成するスペクトル生成手段と、前記蛍光信号スペクトルに基づき前記体腔内にある残渣を検出する残渣検出手段と、前記蛍光画像上における前記残渣の蛍光像の表示形態を変える残渣像処理手段と、を有し、

前記残渣検出手段は、前記スペクトル生成手段で生成された、第1の波長帯域とこの第1の波長帯域の両側にこれよりも短波長の第2の波長帯域と長波長の第3の波長帯域とを有する3つの異なる蛍光の第1乃至第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルを入力し、第1乃至第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルそれぞれに対して第1乃至第3の閾値が設定され、第1の波長帯域の蛍光信号スペクトルのみが第1の閾値より大きく第2及び第3の蛍光信号スペクトルがそれぞれ第2及び第3の閾値より大きくなない場合には、病变部の蛍光であると判定することを特徴とする蛍光内視鏡装置。

## 【請求項 2】

前記残渣検出手段は、さらに、

第1乃至第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルのそれぞれが全て第1の閾値乃至第3の閾値より大きく且つ第1の波長帯域の蛍光信号スペクトルに対する第2の波長帯域の蛍光

10

20

信号スペクトルの比が下限側の第4の閾値より大きく上限側の第5の閾値より小さい場合、或いは第1の波長帯域の蛍光信号スペクトルに対する第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルの比が下限側の第6の閾値より大きく上限側の第7の閾値より小さい場合には、残渣の蛍光の可能性が高いと判定することを特徴とする請求項1に記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項3】**

前記残渣検出手段は、さらに、

第1乃至第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルのそれぞれが全て第1の閾値乃至第3の閾値より大きく且つ第1の波長帯域の蛍光信号スペクトルに対する第2の波長帯域の蛍光信号スペクトルの比が下限側の第4の閾値より大きいか上限側の第5の閾値より小さくない場合、及び第1の波長帯域の蛍光信号スペクトルに対する第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルの比が下限側の第6の閾値より大きいか上限側の第7の閾値より小さくない場合には、残渣の蛍光の可能性が低いと判定することを特徴とする請求項1又は2に記載の蛍光内視鏡装置。

10

**【請求項4】**

前記残渣検出手段における閾値は、前記体腔内の病変部の固有蛍光スペクトル及び残渣の固有蛍光スペクトルを元に設定されることを特徴とする請求項1-3のいずれか一項に記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項5】**

前記残渣像処理手段は、前記画像表示手段上の前記残渣の蛍光像を他の蛍光像と区別して表示することを特徴とする請求項1-3のいずれか一項に記載の蛍光内視鏡装置。

20

**【請求項6】**

前記スペクトル生成手段は、分光プリズムを有することを特徴とする請求項1-5のいずれか一項に記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項7】**

前記励起光照射手段は、前記体腔内に一つの帯域の励起光を照射し、

前記スペクトル生成手段は、前記励起光をカットして複数の帯域の蛍光を透過させる複数帯域透過フィルタを有し、

前記複数帯域透過フィルタを透過した蛍光に基づき前記蛍光信号スペクトルを生成することを特徴とする請求項1-5のいずれか一項に記載の蛍光内視鏡装置。

30

**【請求項8】**

前記複数帯域透過フィルタは、複数の可変フィルタであることを特徴とする請求項7に記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項9】**

前記複数帯域透過フィルタは、近赤外の波長以上の光を対象とするフィルタであることを特徴とする請求項7に記載の蛍光内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0001】**

本発明は、体腔内の蛍光観察を行うと共に、体腔内の残渣を検出する蛍光内視鏡装置に関する。

40

**【背景技術】**

**【0002】**

近年、医療分野において、体腔内を光学的に検査したり、必要に応じて処置具を用いて処置することができる内視鏡が広く用いられるようになった。

また、通常の可視領域で内視鏡検査する場合の他に、蛍光を用いて蛍光画像による内視鏡検査する場合にも用いられるようになった。

従来例として、例えば、特開平7-155285号公報と特開平8-224208号公報には、蛍光画像を得ることができる蛍光内視鏡装置が開示されている。

**【0003】**

蛍光による内視鏡検査を行う場合には、病変部に蓄積し易い蛍光薬剤を患者等に投与し

50

、蛍光内視鏡で患者等の体腔内、例えば消化管内を検査する時、残渣も蛍光を発生するため、残渣による影響が大きくなる場合がある。そして、観察している蛍光画像中における蛍光を発する部分が病変部に蓄積した蛍光薬剤による蛍光か、残渣によるものなのかの判定を、蛍光画像上では判断できない。

このため、蛍光画像中における蛍光を発する部分が病変部に蓄積した蛍光薬剤による蛍光か、残渣によるものかを識別して表示できることが非常に有用であることになる。また、残渣による蛍光像部分が蛍光画像による観察の際に邪魔になる場合もある。

#### 【発明の開示】

##### 【発明が解決しようとする課題】

##### 【0004】

10

上記従来例は、蛍光画像による内視鏡検査を行うことができるが、蛍光画像上に残渣が混入したような場合、病変部に蓄積した蛍光薬剤によるものか、残渣によるものなのかの判定ができない欠点があった。

##### 【0005】

##### (発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、体腔内を蛍光撮像した場合における病変部の蛍光像部分と残渣の蛍光像部分を識別することができる蛍光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】

##### 【0007】

20

本発明の一態様の蛍光内視鏡装置は、生体の体腔内に励起光を照射する励起光照射手段と、前記励起光によって前記体腔から発生する蛍光を受光する蛍光受光手段と、受光された蛍光の情報から前記体腔の蛍光画像を生成する蛍光画像生成手段と、前記蛍光の蛍光信号スペクトルを生成するスペクトル生成手段と、前記蛍光信号スペクトルに基づき前記体腔内にある残渣を検出する残渣検出手段と、前記蛍光画像上における前記残渣の蛍光像の表示形態を変える残渣像処理手段と、を有し、前記残渣検出手段は、前記スペクトル生成手段で生成された、第1の波長帯域とこの第1の波長帯域の両側にこれよりも短波長の第2の波長帯域と長波長の第3の波長帯域とを有する3つの異なる蛍光の第1乃至第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルを入力し、第1乃至第3の波長帯域の蛍光信号スペクトルそれぞれに対して第1乃至第3の閾値が設定され、第1の波長帯域の蛍光信号スペクトルのみが第1の閾値より大きく第2及び第3の蛍光信号スペクトルがそれぞれ第2及び第3の閾値より大きくない場合には、病変部の蛍光であると判定することを特徴とする。

30

##### 【発明の効果】

##### 【0009】

本発明によれば、蛍光画像上において、病変部の蛍光像部分と残渣による蛍光像部分を識別できる。

##### 【発明を実施するための最良の形態】

##### 【0010】

40

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

##### 【実施例1】

##### 【0011】

図1ないし図5は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の蛍光内視鏡装置の構成を示し、図2は病変部などに励起光を照射した場合に得られる蛍光スペクトル特性を示し、図3は画像処理装置の構成を示し、図4は本実施例による残渣検出方法の処理内容を示し、図5は蛍光スペクトル測定結果から残渣の識別を行う処理内容を示す。

図1に示すように本発明の実施例1の蛍光内視鏡装置1は、体腔7内に挿入される光学式の内視鏡2と、この内視鏡2の照明光を伝送するライトガイド11に励起光及び照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2により受光して取得された光学像に対して、白色光(可視領域の光)による通常画像と蛍光画像とを撮像する撮像装置4と、この撮像装置4により撮像された撮像信号に対して画像処理を行う画像処理装置5と、この画像処理装置5

50

により処理された画像を表示するモニタ 6 とから構成される。

**【0012】**

内視鏡 2 は、体腔 7 内に挿入される挿入部 8 を有し、この挿入部 8 内には照明光を伝送するライトガイド 11 が挿通されており、このライトガイド 11 の後端は光源装置 3 に接続される。

光源装置 3 内には、照明光を発生する光源として例えば白色光を発生するランプ 12 が内蔵され、このランプ 12 で発生された照明光は、集光レンズ 13 により集光され、モータ 14 で回転駆動される回転板 15 に取り付けられた白色光透過フィルタ（白色光フィルタと略記）16 と励起光透過フィルタ（以下、励起光フィルタと略記）17 を交互に通り、ライトガイド 11 の後端の入射端面に入射される。

ライトガイド 11 の入射端面に入射された光は、その先端面に伝送され、その先端面から照明窓に取り付けられた照明レンズ 18 を経て拡開して体腔 7 内の病変部等の被写体側に照射される。すなわち、ランプ 12 及び励起光フィルタ 17 により、励起光照射手段が構成されている。

**【0013】**

挿入部 8 の先端部には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 19 が取り付けてあり、その結像位置に被写体の光学像を結ぶ。この結像位置にはイメージガイド 20 の先端面が配置されており、イメージガイド 20 の先端面に結像された光学像を手元側の端面に伝送し、その端面に取り付けられた撮像装置 4 により撮像される。

つまり、イメージガイド 20 の後端面に対向して撮像レンズ 21 が配置され、その光軸上には、ダイクロイックミラー 22 と、モータ 23 により回転される回転板 24 とが配置されている。ここで、ダイクロイックミラー 22 は、体腔 7 内から挿入部 8 の観察窓に入射した光を、通常光と蛍光として2分する。また、この回転板 24 には複数の異なる波長帯の蛍光を透過するように設定された蛍光フィルタ 25a、25b、25c が取り付けられている。

イメージガイド 20 の後端面から出射された光は、撮像レンズ 21 で集光され、その際ダイクロイックミラー 22 により反射された光は、その反射光軸上に配置された通常観察用の固体撮像素子としての電荷結合素子（CCDと略記）26 の撮像面（受光面）に結像され、このCCD 26 により通常画像が撮像される。

**【0014】**

一方、このダイクロイックミラー 22 を透過した光は、順次光軸上に配置される蛍光フィルタ 25a、25b、25c を通して撮像レンズ 21 の光軸上の結像位置に配置された蛍光観察用となるCCD 27 の撮像面に結像される。すなわち、ダイクロイックミラー 22 及びCCD 27 により、蛍光受光手段が構成されている。

両CCD 26 及びCCD 27 により光電変換された信号は、画像処理装置 5 に入力され、画像処理された後、モニタ 6 にCCD 26 及びCCD 27 により撮像された画像が表示される。

上記回転板 24 に取り付けられた蛍光フィルタ 25a、25b、25c は、患部等に投与される蛍光薬剤が固有に（或いは特徴的に）発生する蛍光の波長と、残渣が固有に（或いは特徴的に）発生する蛍光の波長に対応して設定されている。

具体的に説明すると、患部に投与された蛍光薬剤は、励起光に対して図 2 (A) に示すように波長 a でピークとなる蛍光を発生する固有のスペクトル特性を示す。

**【0015】**

なお、本実施例等においては、主に患部に対して病変（或いは病変部）があるとその部分に集積する特性を持つ蛍光薬剤を投与することにより、その蛍光薬剤が発生する蛍光を観察して病変部の蛍光像を得ると説明するが、病変部自体が蛍光薬剤の投与を行わない場合でも発生する自家蛍光の場合にも適用できる。このため、本明細書及び請求項では、これらの場合を含めて、病変部に集積した蛍光薬剤による蛍光と表現すべき場合でも、単に病変部の蛍光と簡略化した表現も用いている。

10

20

30

40

50

上記図2(A)に対して、残渣は、図2(B)に示すように700nmの波長からより波長の長い2にまたがる比較的にプロードな波長帯域で蛍光を発生する固有のスペクトル特性を示す。

つまり、病変部の場合には、比較的狭い波長a付近のみで蛍光を発生し、これに対して残渣の場合には、この波長aの他に、これよりも短波長の波長bと長波長の波長cとを含む。

#### 【0016】

このため、本実施例では蛍光フィルタ25a、25b、25cの透過波長として、図2(C)に示すように波長aとその両側の波長b、cとを透過帯域の中心波長に設定したバンドパスフィルタ特性(点線でそれぞれ示す)にして、蛍光スペクトルを生成する。すなわち、複数の蛍光フィルタ25a、25b、25cにより、スペクトル生成手段が構成されている。

この場合、発生する蛍光の波長帯域、つまり近赤外の波長以上の光を対象とするフィルタ特性に設定している。そして、このように測定することにより得られるスペクトル測定結果により、波長aの蛍光フィルタ25aの場合でのみ検出される場合には病変部の蛍光と、そしてこの波長aの蛍光フィルタ25aの場合の他に、両側の波長b、cの蛍光フィルタ25b、25cの場合においても検出される場合には残渣の蛍光と識別することができるようになっている。

#### 【0017】

図3は画像処理装置5における画像処理を行う構成を示す。

CCD26は、CCDドライブ回路31aからのCCDドライブ信号が印加されることにより駆動され、CCD26で光電変換された白色像に対応する撮像信号は、通常画像生成回路32aに入力される。この通常画像生成回路32aに入力された撮像信号は、映像信号に変換された後、混合回路33に入力される。この混合回路33は、CCD26で撮像された白色画像(通常画像)に対応する映像信号と、CCD27により撮像された蛍光画像に対応する映像信号とを混合してモニタ6に出力し、モニタ6には両画像が表示される。

また、CCD27は、CCDドライブ回路31bからのCCDドライブ信号が印加されることにより駆動され、CCD27で光電変換された蛍光画像に対応する蛍光の撮像信号は、蛍光画像生成回路32bを構成するCDS回路34に入力される。

#### 【0018】

このCDS回路34により信号成分が抽出された後、A/D変換器35によりデジタル信号に変換された後、メモリ36に格納される。

このメモリ36に格納された蛍光信号データは、この蛍光信号データ中の各部が病変部のものか或いは残渣によるものかを識別するための処理を行う残渣検出手段としてのCPU37により読み出される。そして、CPU37内の残渣判定部(スペクトル比較部)38aにより、例えばROM38bに予め格納された閾値と比較され、その判定結果が例えばメモリ部38cに格納される。

なお、メモリ36には、図1の蛍光フィルタ25a、25b、25cを順次通して撮像した各フレームの蛍光信号データが3フレーム分が1組として関連付けて格納される。

#### 【0019】

残渣判定部38aは、図2(C)に示すように3つの蛍光フィルタ25a、25b、25cによりそれぞれ撮像された蛍光信号データが測定データとして、ROM38bに予め格納されている閾値と比較され、その比較結果により病変部の蛍光信号データであるか残渣による蛍光信号データであるかの識別情報(例えばフラグコード)がメモリ部38cに格納される。

なお、メモリ部38cは例えばメモリ36と同じアドレスで識別情報が格納される。また、メモリ36に格納された蛍光信号データが読み出されてモニタ6に表示される場合には、メモリ36に印加される読み出しのアドレスがメモリ部38cにも印加されて対応する識別情報が同期して読み出される。

10

20

30

40

50

このため、モニタ 6 上に表示される残渣による蛍光像は、C P U 3 7 により残渣の位置及びサイズに対応した識別情報に基づいて、病变部の蛍光像と異なる表示形態で表示される。このように、C P U 3 7 は、残渣の位置やサイズを検出する残渣位置検出手段としての機能を有する。

#### 【0020】

なお、残渣判定部 3 8 a による判定は各画素毎に行うことが可能であるが、視覚的に十分に小さくなるサイズのような残渣の蛍光像に対しては、識別符号を付けないようにしても良い。点状に小さなサイズの場合でも、病变部の蛍光像と異なる表示形態で表示する、その表示形態がかえって邪魔になる可能性もあるので、画素サイズの大きさも判定条件に含める（この画素サイズは、ユーザ側で選択設定できるようにすると良い）ようにして10 も良い。

また、R O M 3 8 b は、例えば電気的に書き換えが可能な不揮発性メモリとしてのE E P R O M 或いはフラッシュメモリなどで形成されている。そして、残渣の判定を行うために、事前に残渣であることが分かっている（確定している）部分を撮像して、その場合の蛍光信号データをメモリ 3 6 に格納し、図示しない指示操作により C P U 3 7 を制御してその蛍光信号データを（図 3 の点線で示すように）R O M 3 8 b 内に格納したり、必要に応じてその蛍光信号データの値を修正して閾値として設定することもできるようになっている。

#### 【0021】

上記メモリ 3 6 における蛍光フィルタ 2 5 a を通して撮像された蛍光信号データは、D / A 変換器 3 9 を経てアナログの映像信号に変換され、混合回路 3 3 に入力され、C C D 2 6 側の映像信号と混合されてモニタ 6 に出力される。20

この場合、例えばD / A 変換器 3 9 から混合回路 3 3 に入力される途中に残渣像処理手段としてのアナログスイッチ 4 0 a が設けられている。また、アナログスイッチ 4 0 a とメモリ部 3 8 c の間には、発振器 4 0 b が設けられている。このように構成することで、メモリ部 3 8 c の判定結果の情報により、発振器 4 0 b の発振を制御してアナログスイッチ 4 0 a のON / OFF を行う。

つまり、後述するように病变部の蛍光であると判定されたような場合には、アナログスイッチ 4 0 a はON のままであるが、残渣の可能性が高いと判定された識別信号がメモリ部 3 8 c に格納されている場合には、発振器 4 0 b の発振出力でアナログスイッチ 4 0 a をON / OFF する。そして、残渣の可能性が高いと判定された蛍光画像部分は点滅して表示されるようにしている。30

#### 【0022】

次に本実施例による動作を以下に説明する。図 1 に示すように内視鏡 2 のライトガイド 1 1 の手元側の端部を光源装置 3 に接続し、またイメージガイド 2 0 の後端を撮像装置 4 に接続する。

そして、光源装置 3 等の電源を投入し、内視鏡 2 の挿入部を体腔 7 内に挿入する。すると、図 4 のステップ S 1 に示すように光源装置 3 のランプ 1 2 による照明光がライトガイド 1 1 を経て、その先端面から照明レンズ 1 8 を経て体腔 7 内の生体組織側に照射される。40

この場合、ランプ 1 2 の照明光路上には、モータ 1 4 により回転される回転板 1 5 に取り付けた白色光フィルタ 1 6 と励起光フィルタ 1 7 とが交互に配置されるので、生体組織には白色光（通常光）と励起光とが交互に照射される。

生体組織に照射された白色光や励起光の一部は反射光となり、対物レンズ 1 9 によりイメージガイド 2 0 の先端面に結像される。また、励起光により発生した蛍光も対物レンズ 1 9 によりイメージガイド 2 0 の先端面に結像される。そして、イメージガイド 2 0 の後端面から撮像装置 4 側に出射される。

#### 【0023】

そして、図 4 のステップ S 2 に示すように通常観察用 C C D 2 6 と蛍光観察用 C C D 2 7 で撮像（受光）される。50

つまり、イメージガイド 20 の後端面から出射された光は、撮像レンズ 21 で集光される。その際、白色光の場合には、ダイクロイックミラー 22 により、図 2 の約 700 nm 以上の長波長側の蛍光成分を除くほぼ可視領域の波長成分が反射され、その反射光軸上に配置された通常観察用の CCD 26 の撮像面（受光面）に結像され、この CCD 26 により通常画像（白色画像）が撮像される。

一方、励起光フィルタ 17 を通した励起光が照射された場合においては、ダイクロイックミラー 22 により、短波長側の励起光成分はカットされると共に、約 700 nm より長波長側の蛍光成分のみがこのダイクロイックミラー 22 を透過し、順次光軸上に配置される蛍光フィルタ 25 a、25 b、25 c を通して蛍光観察用の CCD 27 により撮像される。

10

#### 【0024】

これら CCD 26、27 により撮像された信号は、画像処理装置 5 に送られ、図 4 のステップ S 3 に示すようにそれぞれ通常画像及び蛍光画像に対応する映像信号が生成される。

なお、図 1 のモニタ 6 での表示例では、CCD 26 により撮像された通常画像は、縮小処理されて、表示される。

一方、CCD 27 により撮像された蛍光画像に対しては、ステップ S 4 に示すように蛍光信号のスペクトル測定処理が行われ、さらにステップ S 5 に示すようにそのスペクトル測定処理結果から病変部の蛍光像か、残渣による蛍光像かの判定（識別）処理が行われる。

20

#### 【0025】

そして、この判定処理によりステップ S 6 に示すように残渣の有無の検出処理がモニタ 6 に表示される各フレームの信号データに対して繰り返し行われる。

つまり、図 3 の残渣判定部 38 a により、病変部の蛍光像か、残渣による蛍光像かの判定処理が行われる。この判定処理は、メモリ 36 に格納された蛍光信号データを順次読み出して各画素毎に閾値と比較して判定を行う。そして、その判定結果に対応した識別情報をメモリ部 38 c に格納する。つまり、図 4 のステップ S 7 に示すように判定処理が行われた各画素の位置に対応した識別情報が生成される。

そして、このようにして判定処理された結果に基づき、ステップ S 8 に示すように病変部の蛍光像と残渣による蛍光像とを表示する場合、残渣の蛍光像を病変部の蛍光像とを異なる表示形態、例えば点滅させて表示する等してモニタ 6 に表示する。

30

#### 【0026】

このように残渣の蛍光像を病変部の蛍光像とは表示形態が異なるようにしてモニタ 6 に表示することにより、病変部による蛍光像に対して、残渣の蛍光像が混入して表示されてしまうような場合にも、ユーザは、簡単に残渣による蛍光像を他の蛍光像（本実施例では病変部の蛍光像）と視覚的に識別することができるようになり、診断などを効率良く行うことができる。

次に図 4 におけるステップ S 5 及び S 6 の処理、つまり図 3 の残渣判定部 38 a による判定処理の内容を図 5 を参照してより詳細に説明する。

図 3 の CPU 37 の構成で説明したように、メモリ 36 には、蛍光フィルタ 25 a、25 b、25 c で異なるスペクトル（波長）で順次撮像された蛍光信号データが格納される。

40

#### 【0027】

そして、残渣判定部 38 a は、蛍光フィルタ 25 a を通して撮像した信号データに対しては、ROM 38 b に格納された閾値 A<sub>0</sub> と比較し、蛍光フィルタ 25 b を通して撮像した信号データに対しては、ROM 38 b に格納された閾値 B<sub>0</sub> と比較し、蛍光フィルタ 25 c を通して撮像した信号データに対しては、ROM 38 b に格納された閾値 C<sub>0</sub> と比較する。

以下の説明では、図 2 (C) に示すように蛍光フィルタ 25 a、25 b、25 c をそれぞれ通して撮像した信号データをそれぞれ A、B、C とする。

50

つまり、CPU37の残渣判定部38aは、図5(A)のステップS11、S12、S13に示すように撮像された蛍光信号データA、B、Cに対して、その値が閾値Ao、Bo、Coを超えているか否かの判定を行う。

#### 【0028】

ステップS11において、蛍光信号データAが閾値Aoより大きい場合には、ステップS12、S13に示すように残渣判定部38aは、蛍光信号データBが閾値Boより大きいか否かと、蛍光信号データCが閾値Coより大きいか否かの判定を行う。逆にステップS11において、閾値Aoより大きい蛍光信号データAが検出されない場合には、病変部及び残渣の蛍光が殆どないと判定してこの処理を終了する。

また、ステップS12、S13の判定処理において、信号データB、Cが、閾値Bo、Coをそれぞれ超えていない場合にはステップS14に進み、残渣判定部38aはこの場合における信号データAが残渣の蛍光でなく、病変部の蛍光であると判定してこの処理を終了する。

一方、ステップS12、S13の判定処理において、信号データB、Cが、閾値Bo、Coを超えている場合には残渣の可能性のある蛍光が検出されたとしてステップS15及びS16の判定処理に進む。

#### 【0029】

ステップS15においては残渣判定部38aは、信号データの比B/Aが残渣の蛍光信号スペクトルの包絡線(エンベロープ)から、波長b付近の値と波長a付近の値により残渣の可能性が高い範囲の判定を行う2つの閾値KbaとHbaの間にあるか否かの比較判定を行う。なお、閾値Kbaは下限側の閾値であり、Hbaは上限側の閾値である。

また、同様に、ステップS16においてはも残渣判定部38aは、信号データの比C/Aが残渣の蛍光信号スペクトルの包絡線(エンベロープ)から、波長c付近の値と波長a付近の値により残渣の可能性が高い範囲の判定を行う2つの閾値KcaとHcaの間にあるか否かの比較判定を行う。なお、閾値Kcaは下限側の閾値であり、Hcaは上限側の閾値である。

そして、ステップS15及びS16の判定処理によりKba < B/A < Hbaの条件を満たす場合、或いはKca < C/A < Hcaの条件を満たす場合には、ステップS17に進み、残渣判定部38aはこの場合には残渣の可能性が高いと判定する。そして、図3で説明したように残渣判定部38aはメモリ部38cに判定結果の識別情報を書き込む。この識別情報は例えば残渣の可能性が高いことを示すフラグを立てる。

#### 【0030】

そして、次のステップS18において、残渣の蛍光表示処理を行う。具体的には図3のメモリ36に格納された信号データを読み出してモニタ6に表示する場合、メモリ部38cに書き込まれた判定情報を利用して、残渣の可能性が高い情報が表示されるタイミングにおいて、フラグ(コード)の有無で点滅させる。

例えば、図1のモニタ6の表示画面例で示すように、通常画像表示エリア6aに通常画像を、蛍光画像表示エリア6bに蛍光画像を表示するようにした場合、蛍光画像における病変部の蛍光像Iaは点滅されることなく表示されるのに対して、残渣の可能性が高いと判定された蛍光像Ib部分は点滅して表示されることになる。

従って、残渣の蛍光像部分が表示されると、その表示部分が点滅して表示され、病変部の蛍光像と異なる表示形態で表示されることになる。このように表示形態を変更することにより、ユーザは得られた蛍光画像から簡単に残渣の可能性が高い蛍光部分を知ることができる。

#### 【0031】

一方、ステップS15及びS16の判定処理により、Kba < B/A < Hbaの条件を満たさない場合、及びKca < C/A < Hcaの条件を満たさない場合には、ステップS19に進み、残渣の蛍光の可能性が低いと判定してこの処理を終了する。

なお、上述の説明では、ステップS19の判定結果は表示の際には反映しないようにし

10

20

30

40

50

ているが、ステップ S 1 9 の判定結果も表示の際に反映しても良い。例えば、ステップ S 1 7 の場合には、残渣の可能性が高いので、例えば点滅させる周波数を高くして表示し、ステップ S 1 9 の判定結果のものに対しては、点滅させる周波数を低くして表示するようにも良い。

また、図 5 ( A ) のステップ S 1 5 、 S 1 6 を並列的に処理する代わりに図 5 ( B ) に示すようにステップ S 1 5 の判定処理を行い、  $K b a < B / A < H b a$  の条件を満たす場合にさらにステップ S 1 6 の判定処理を行い、さらに  $K c a < C / A < H c a$  の条件を満たす場合に、ステップ S 1 7 に進み、この場合の信号データは、残渣の蛍光の可能性が高いと判定するようにしても良い。

#### 【 0 0 3 2 】

10

この場合には、ステップ S 1 7 により判定された結果は、より信頼性が高いものとなる。つまり、蛍光フィルタ 2 5 a を通して撮像され、メモリ 3 6 に格納された信号データは残渣の蛍光の可能性が非常に高いものとなる。

このように本実施例によれば、実際に蛍光信号として検出された場合においても、そのスペクトルの分布特性から残渣の場合を病変部の場合から有効に識別でき、かつ病変部とは異なる表示形態で表示するようにしているので、術者は残渣の可能性を容易に把握でき、診断を効率良く行うことができる。

次に本実施例の第 1 変形例を図 6 を参照して説明する。実施例 1 では、病変部の蛍光撮像に混入する残渣の蛍光像を識別(判定)するために複数の蛍光フィルタ 2 5 a 、 2 5 b 、 2 5 c を採用した。

20

#### 【 0 0 3 3 】

体内における検査部位に応じて残渣の蛍光スペクトルが変化するような場合には、その変化に対応して蛍光フィルタの透過波長を変更した方がより確実に識別することができることが予想される。

このために、1つの方法としては、図 1 に示した蛍光フィルタ 2 5 a 、 2 5 b 、 2 5 c の数を増やしたり、回転板 2 4 を取り替えて、他の蛍光フィルタを採用するようにしても良い。

さらに他の方法として、図 6 に示す第 1 変形例の構成のように分光プリズム 4 1 を採用するようにしても良い。

つまり、図 6 に示すようにダイクロイックミラー 2 2 を透過した光の光軸上には、モータ 4 2 により回動される分光プリズム 4 1 が配置され、この分光プリズム 4 1 により分光された光(具体的には蛍光)を受光するように CCD 2 7 が配置されている。

30

#### 【 0 0 3 4 】

この分光プリズム 4 1 は、モータ 4 2 により所定の角度範囲(例えば基準角度の状態から + 及び - )で往復的に回動される。この分光プリズム 4 1 が回動されることにより、この分光プリズム 4 1 により分光された蛍光は、回動されていない基準角度の状態の波長から長波長側及び短波長側に所定の波長帯域内において連続的に変化し、CCD 2 7 により受光(撮像)することができるようになっている。

本変形例によれば、例えば残渣による蛍光スペクトルが、例えば図 2 ( B ) に示すように波長帯域が比較的広く連続的に分布してある場合に対しても、連続的に受光(撮像)する波長を変えられるので、有効に対応することができる。また、以下のようにして実質的には離散的な複数波長で受光するようにしても良い。

40

例えばモータ 4 2 をステッピングモータで構成し、操作部 4 3 を介してモータ駆動回路 4 4 によりモータ 4 2 の回転角をステップ状に可変制御できるようにしても良い。つまり、操作部 4 3 からの制御指示設定により、CCD 2 7 で受光したいと望む波長の蛍光が CCD 2 7 側に出射される時間が長くなるように、かつ CCD 2 7 で受光することを望まない波長の蛍光が CCD 2 7 側に出射される時間が短くなるようにモータ駆動回路 4 4 を介してモータ 4 2 の回転を制御するようにしても良い。

#### 【 0 0 3 5 】

また、この場合には、操作部 4 3 からの選択操作等により、CCD 2 7 で実質的に受光

50

する蛍光波長を選択することができ、検査部位に応じて残渣の蛍光スペクトルが変化するような場合にも対応することができる。また、病変部に投与する蛍光を発生させる蛍光薬剤（蛍光色素薬剤）を変えるような場合にも対応することができる。

また、本変形例を用い、予め分かっている残渣に対してその蛍光スペクトルの測定を行うと共に、残渣が全く無い状態で蛍光薬剤を投与した部分に対してその蛍光スペクトルの測定を行い、これら事前に得られた蛍光スペクトルにより実際に内視鏡検査する場合における病変部の蛍光と残渣の蛍光とを識別する処理を行う場合に用いる蛍光スペクトルを決定するようにしても良い。

また、本変形例により既知の残渣と蛍光薬剤に対してその蛍光スペクトルを事前に測定して、強度が大きくなる固有の蛍光スペクトルのデータを得るようにし、その得られた蛍光スペクトルのデータにより図1に示した蛍光フィルタ25a、25b、25cのフィルタ透過波長を設定するようにしても良い。10

#### 【0036】

また、図7に示す第2変形例の構成のように可変フィルタとしての例えば音響光学チューナブルフィルタ51を採用しても良い。

つまり、図7に示すようにダイクロイックミラー22を透過した光の光軸上には、二酸化テルルなどにより構成される音響光学チューナブルフィルタ（AOTFと略記）51が配置され、このAOTF51により回折された1次の蛍光を受光する方向にCCD27が配置されている。

このAOTF51は、二酸化テルル結晶体52と、その一方の端面に取り付けた音響トランジューサ53に対して可変RF発振器54から周波数可変のRF信号を印加する構成にしている。なお、音響トランジューサ（超音波振動子）53が取り付けられた端面と反対側の端面は、音響振動を吸収する吸収体55を介して図示しない筐体に、二酸化テルル結晶体52を固定している。20

#### 【0037】

そして、操作部56から可変RF発振器54の発振周波数を設定する指示操作を行うことにより、可変RF発振器54は指示された発振周波数のRF信号を音響トランジューサ53に印加し、二酸化テルル結晶体52をRF信号の周波数で振動させ、その結晶格子を伸縮させる（屈折率を変化させる）。

このため、この二酸化テルル結晶体52に蛍光が入射されると、透過型のグレーティング（回折格子）やプラグ回折による光偏向器のような働きを行う。この場合、通常のグレーティングと異なり、このAOTF51は、ある特定の1波長のみを回折する機能を有し、非常に狭帯域のフィルタ透過特性を実現できる。30

本変形例によれば、理想的に近いフィルタ特性で所望とする波長を通過帯域とした蛍光信号データを得ることができる。

#### 【0038】

このため、第1変形例の場合と同様に、体腔内における検査対象部位の残渣によりそれが発生する蛍光のスペクトルが変化するような場合や、使用する蛍光薬剤によりその蛍光スペクトルが変化する場合にも柔軟に対応でき、そのような場合にも病変部と残渣との蛍光像の識別を効率良く行うことができる。40

本変形例においても、第1変形例で説明したように事前に残渣と蛍光薬剤が発生する蛍光のスペクトル測定を行い、その測定結果から両者を識別する場合に用いる蛍光スペクトルの設定に用いるようにしても良い。この場合、本変形例によれば、両者を識別するのに有効となる（残渣や蛍光薬剤に固有な）蛍光スペクトルに選択設定することが発振周波数の選択設定により簡単にできるし、複数の蛍光スペクトル間内で任意の蛍光スペクトルにそれぞれ設定することができる、離散的に変化させることができるために、短時間で行うことができる。

また、本変形例は、第1変形例よりも巨視的に可動するメカニカルな可動部分を必要としないメリットもある。

#### 【実施例2】

10

20

30

40

50

## 【0039】

次に図8から図10を参照して本発明の実施例2を説明する。なお、実施例1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。図8は、本発明の実施例2の蛍光内視鏡装置1Bの構成を示す。

図8に示す蛍光内視鏡装置1Bは、体腔内に挿入される電子内視鏡2Bと、この電子内視鏡2Bのライトガイド11に励起光及び通常観察用の照明光を供給する光源装置3Bと、電子内視鏡2Bにより撮像された撮像信号に対して画像処理を行う画像処理装置5Bと、この画像処理装置5Bにより処理された画像を表示するモニタ6とから構成される。

電子内視鏡2Bは体腔内に挿入される細長の挿入部8を有し、この挿入部8内にはライトガイド11が挿通されている。

このライトガイド11の後端は、光源装置3Bに着脱自在に接続される。この光源装置3Bは、実施例1の光源装置3において、回転板15に1つであった励起光フィルタ17の代わりに3つの励起光フィルタ17a、17b、17cが取り付けてある。

## 【0040】

図9は、励起光フィルタ17a、17b、17cを通した励起光のスペクトル強度分布等を示す。励起光フィルタ17aは病変部の蛍光スペクトル分布における最も強度の大きな蛍光を発生させる波長A(=a)の励起光E1を発生する。励起光フィルタ17b、17cは、波長Aより短波長側の波長Bの励起光E2と、波長Aより長波長側の波長Cの励起光E3を透過する(図9では対応する励起光フィルタ17a、17b、17cも括弧で示している)。

なお、励起光フィルタ17aとして、残渣の蛍光スペクトル分布における最も強度の大きな蛍光を発生させる場合の励起光E1を発生するように設定した場合に関しては図11で後述する。

上記回転板15がモータ14により回転駆動されるので、ライトガイド11の後端の入射端面には、白色光と、励起光フィルタ17a、17b、17cを順次通して励起光E1、E2、E3が順次入射される。

## 【0041】

ライトガイド11の入射端面に入射された光は、その先端面に伝送され、その先端面から照明窓に取り付けられた照明レンズ18を経て拡開して体腔7内の病変部等の被写体側に照射される。

挿入部8の先端部には、照明窓に隣接して2つの観察窓が設けてあり、2つの観察窓には対物レンズ19a、19bが取り付けてあり、各結像位置には通常観察用CCD26と、蛍光観察用CCD27とがそれぞれ配置されている。

また、蛍光観察用CCD27の前には、蛍光フィルタ61が配置されている。この蛍光フィルタ61は、図9に示すように蛍光を透過するバンドパスフィルタ特性を有する。

また、図8では、励起光フィルタ17a、17b、17cを順次通した励起光により、CCD27で撮像して得られた信号データをF1、F2、F3で示している。

## 【0042】

CCD26及び27で撮像した撮像信号は、画像処理装置5Bに入力され、画像処理された後、生成された画像信号がモニタ6に出力され、モニタ6の表示面には通常画像と蛍光画像が表示される。

画像処理装置5Bの内部構成は、図3に示した実施例1の画像処理装置5とほぼ同様の構成であり、同じ符号を用いてその動作を説明する。但し、CPU37内のROM38bに格納されている閾値は、実施例1とは異なり、そのROM38b内に格納されている閾値を用いて実施例1とほぼ同様の残渣の判定処理を行うことになる(図10を参照して後述)。

次に本実施例による作用を説明する。本実施例における全体的な動作は、実施例1における図4のフローチャートに沿った動作となる。

但し、実施例1においては、透過帯域が異なる複数の蛍光フィルタ25a、25b、25cを用いて複数の蛍光信号データを取得し、複数の蛍光信号データに対してCPU37

10

20

30

40

50

で病変部或いは残渣の蛍光信号かの判定を行うようにしていたが、本実施例では複数の励起光フィルタ 17a、17b、17cを順次通した励起光E1、E2、E3により、複数の蛍光信号データを取得し、複数の蛍光信号データに対してCPU37で病変部或いは残渣の蛍光信号かの判定を行う。

#### 【0043】

このため、図4のステップS4の蛍光信号スペクトルの測定処理としては、より具体的には励起光の照射スペクトルを変更して蛍光信号を測定することになる。そして、このように励起光の照射スペクトルを変更して蛍光信号を測定して信号データに対して図4に示したステップS5以下の処理を行う。このステップS5以下の処理は、より詳細に示すと図10に示す処理となる。

以下、図10に示す残渣の判定処理を説明する。なお、本実施例における画像処理装置5B内のROM38bには、実施例1における閾値Ao、Bo、Coに相当する閾値としてF1、F2、F3が格納されている。また、実施例1における閾値Kba、Hba、Kca、Hcaに相当する閾値としてN21、M21、N31、M31が格納されている。

つまり、残渣の判定処理が開始すると、CPU37の残渣判定部38aは、図10のステップS21、S22、S23に示すように撮像された蛍光信号データF1、F2、F3に対して、その値が閾値F1、F2、F3を超えているか否かの判定を行う。

#### 【0044】

ステップS21において、蛍光信号データF1が閾値F1より大きい場合には、ステップS22、S23に示すように残渣判定部38aは、蛍光信号データF2が閾値F2より大きいか否かと、蛍光信号データF3が閾値F3より大きいか否かの判定を行う。逆にステップS21において、閾値F1より大きい蛍光信号データAが検出されない場合には、病変部及び残渣の蛍光が殆どないと判定してこの処理を終了する。

また、ステップS22、S23の判定処理において、信号データF2、F3が、閾値F2、F3をそれぞれ超えていない場合にはステップS24に進み、残渣判定部38aはこの場合における信号データF1が残渣の蛍光でなく、病変部の蛍光であると判定してこの処理を終了する。

一方、ステップS22、S23の判定処理において、信号データF2、F3が、閾値F2、F3を超えている場合には残渣の可能性のある蛍光が検出されたとしてステップS25及びS26の判定処理に進む。

#### 【0045】

ステップS25においては残渣判定部38aは、信号データの比F2/F1が残渣の可能性が高い範囲の判定を行う2つの閾値N21とM21の間にあるか否かの比較判定を行う。なお、閾値N21は下限側の閾値であり、M21は上限側の閾値である。

また、同様に、ステップS26においてはも残渣判定部38aは、信号データの比F3/F1が残渣の可能性が高い範囲の判定を行う2つの閾値N31とM31の間にあるか否かの比較判定を行う。なお、閾値N31は下限側の閾値であり、M31は上限側の閾値である。

そして、ステップS25及びS26の判定処理によりN21 < F2/F1 < M21の条件を満たす場合、或いはN31 < F3/F1 < M31の条件を満たす場合には、ステップS27に進み、残渣判定部38aはこの場合には残渣の可能性が高いと判定する。そして、実施例1の図3で説明したように残渣判定部38aはメモリ部38cに判定結果の識別情報を書き込む。この識別情報は例えば残渣の可能性が高いことを示すフラグを立てる。

#### 【0046】

そして、次のステップS28において、残渣の蛍光表示処理を行う。具体的には図3のメモリ36に格納された蛍光信号データを読み出してモニタ6に表示する場合、メモリ部38cに書き込まれた識別情報(判定結果情報)を利用して、残渣の可能性が高い情報が表示されるタイミングにおいて、フラグ(コード)の有無で表示を点滅制御し、その表示形態を変更する。

従って、残渣の蛍光像部分が表示されると、その表示部分は病変部の蛍光像と異なり、点滅して表示されることになる。このように表示形態を変更することにより、ユーザは得られた蛍光画像から簡単に残渣の可能性が高い蛍光像部分を知ることができる。

一方、ステップ S 2 5 及び S 2 6 の判定処理により  $N 2 1 < F 2 / F 1 < M 2 1$  の条件を満たさない場合、及び  $N 3 1 < F 3 / F 1 < M 3 1$  の条件を満たさない場合には、ステップ S 2 9 に進み、残渣の蛍光の可能性が低いと判定してこの処理を終了する。

#### 【0047】

なお、上述の説明では、ステップ S 2 9 の判定結果は表示の際には反映しないようにしているが、実施例 1 で説明したようにステップ S 2 9 の判定結果も表示の際に反映しても良い。

10

また、図 10 のステップ S 2 5、S 2 6 を並列的に処理する代わりに、図 5 (B) に示した場合と同様にステップ S 2 5 の判定処理を行い、 $N 2 1 < F 2 / F 1 < M 2 1$  の条件を満たす場合にさらにステップ S 2 6 の判定処理を行い、さらに  $N 3 1 < F 3 / F 1 < M 3 1$  の条件を満たす場合に、ステップ S 2 7 に進み、この場合の信号データは、残渣の蛍光の可能性が高いと判定するようにしても良い。

この場合には、ステップ S 2 7 により判定された結果は、より信頼性が高いものとなる。

このように本実施例によれば、実際に蛍光信号と検出された場合においても、そのスペクトルの分布特性から残渣の場合を病変部の場合から有効に識別でき、かつ病変部とは異なる表示形態で表示するようにしているので、術者は残渣の可能性を容易に把握でき、診断を効率良く行うことができる。

20

#### 【0048】

なお本実施例では励起光 E 1 として病変部の蛍光を最も有効に発生させる場合に適した波長 A (= a) 付近に設定しているが、例えば励起光 E 1 を残渣の蛍光を最も有効に発生させる波長に設定し、他の励起光 E 2、E 3 の 1 つを病変部の蛍光を最も有効に発生させる励起光に設定して残渣の判定を行うようにしても良い。

この場合における残渣の判定の処理を図 11 に示す。なお、この場合には、残渣のみの判定を行う処理である。図 11 に示す処理は、図 10 における処理においてステップ S 2 2 及び S 2 3 において、信号データ F 2、F 3 が、閾値 F 2、F 3 をそれぞれ超えていない場合には、残渣の蛍光でないと判定してこの処理を終了する。その他の処理内容は、図 10 の処理内容と同じであり、その説明を省略する。

30

なお、上述の説明においては、残渣の蛍光表示処理としては、残渣の可能性がある蛍光像を点滅させて表示する例を説明したが、この他に病変部の蛍光像の表示色と異なる表示色で表示するようにしても良い。

この場合には、例えばメモリ部 3 8 c のフラグコードで、モニタ 6 の 1 つのチャンネル、例えば R 信号チャンネルへの信号入力を制御することにより、蛍光画像中に残渣の蛍光像が存在すると、病変部の蛍光像が例えばモノクロで表示されているのに対して、R の色信号の欠落により緑と青とを合成した色で表示されるようになる。

#### 【0049】

また、励起光照射手段として、ランプ 1 2 及び励起光フィルタ 1 7 に代えて、複数のレーザ光源（不図示）を用いても良い。ここで、複数のレーザ光源の各々のレーザ光源は、互いに異なる波長帯域の励起光を発光するように構成され、順次発光するように制御されている。このようにして、複数の異なる波長帯域の励起光は、ライトガイド 1 1 の入射端面に順次入射され、ライトガイド 1 1 で伝送された後、照明レンズ 1 8 を経て体腔 7 内の病変部等の被写体側に照射される。この構成によれば、複数の励起光フィルタ 1 7 a、1 7 b、1 7 c 等を配置する必要がないので、光源装置 3 B を小型化することが可能である。なお、レーザ光源の他に、LED 等を用いても同様の作用効果を奏する。

40

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0050】

励起光を照射して蛍光撮像を行い、蛍光撮像した蛍光画像をモニタに表示した場合、残

50

渣による蛍光像が表示される可能性があるが、残渣に固有の蛍光波長に設定したフィルタや、その蛍光を発生させる励起光用フィルタを用いて得られる蛍光信号から残渣による蛍光像を識別して病変部によるものと異なる表示形態で表示することにより、簡単に残渣による蛍光像を認識できる。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明の実施例1の蛍光内視鏡装置の全体構成図。

【図2】病変部などに励起光を照射した場合に得られる蛍光スペクトル特性例を示す図。

【図3】画像処理装置の構成を示すブロック図。

【図4】本実施例による残渣検出方法の処理内容を示すフローチャート図。 10

【図5】蛍光スペクトル測定結果から残渣の識別を行う処理内容を示すフローチャート図

。

【図6】第1変形例における撮像装置付近の構成を示す図。

【図7】第2変形例における撮像装置付近の構成を示す図。

【図8】本発明の実施例2の蛍光内視鏡装置の全体構成図。

【図9】励起光フィルタを通して照射される励起光のスペクトル強度分布等を示す図。

【図10】実施例2における残渣の識別を行う処理内容を示すフローチャート図。

【図11】残渣の識別を行う処理内容を示すフローチャート図。

【符号の説明】

【0052】 20

1 … 蛍光内視鏡装置

2 … 内視鏡

3 … 光源装置

4 … 撮像装置

5 … 画像処理装置

6 … モニタ

7 … 体腔

8 … 插入部

11 … ライトガイド

12 … ランプ

16 … 白色光フィルタ

17 … 励起光フィルタ

19 … 対物レンズ

20 … イメージガイド

21 … 撮像レンズ

22 … ダイクロイックミラー

25a、26b、25c … 蛍光フィルタ

26、27 … C C D

33 … 混合回路

36 … メモリ

37 … C P U

38a … 残渣判定部

38b … R O M

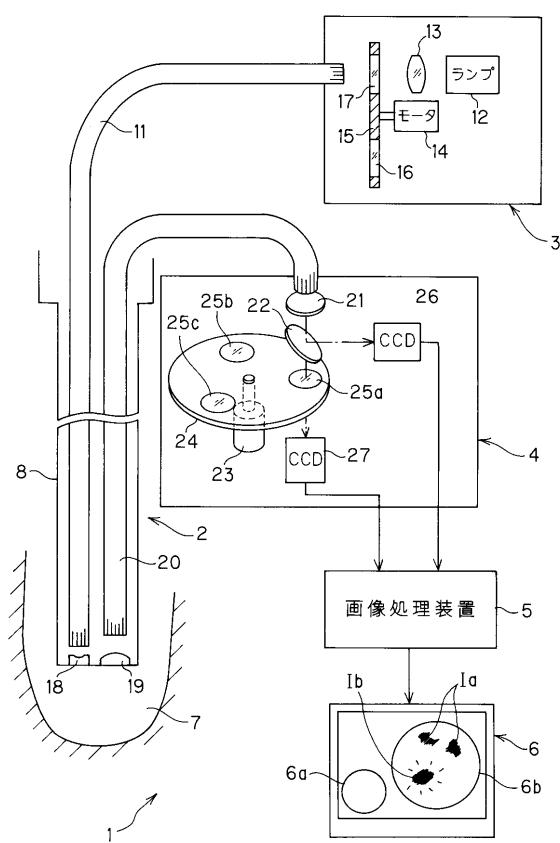
38c … メモリ部

20

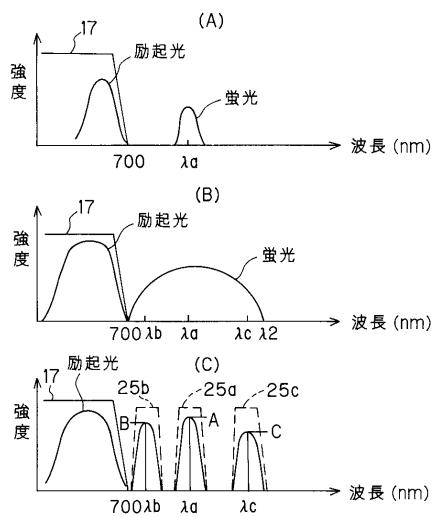
30

40

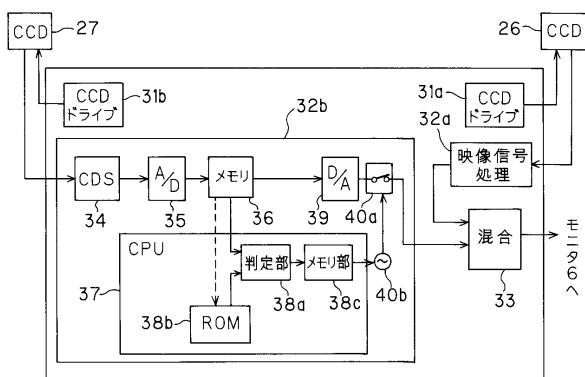
【図1】



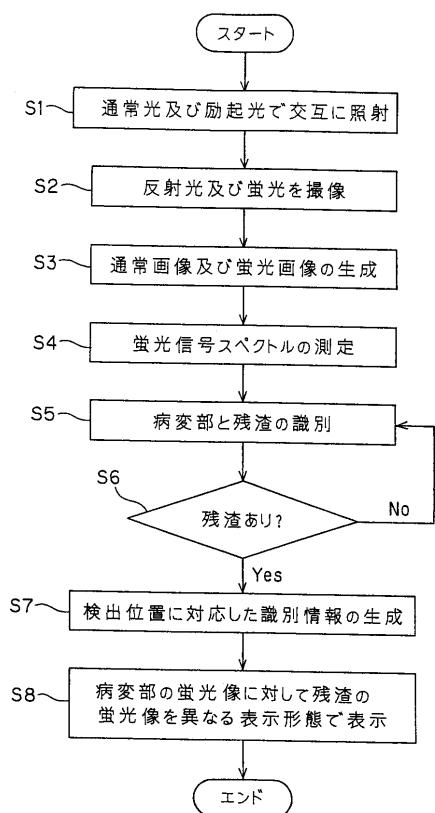
【図2】



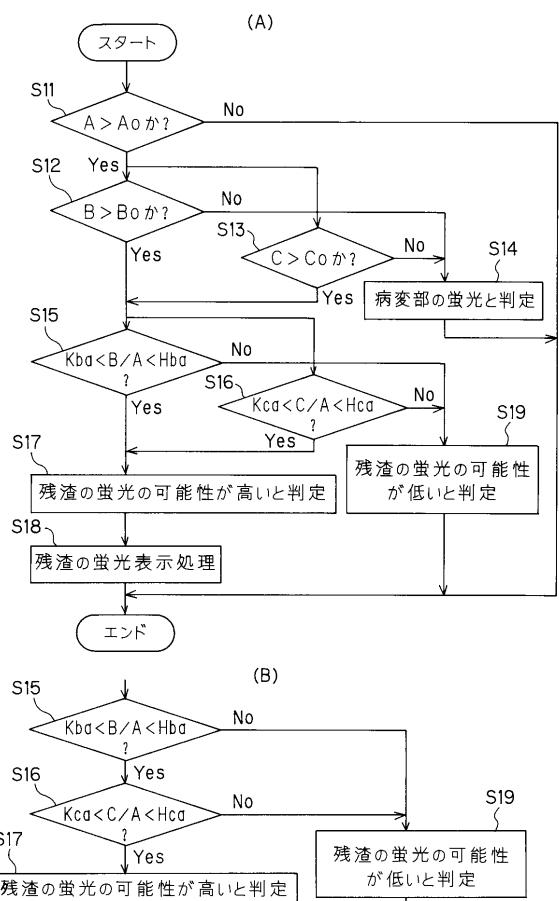
【図3】



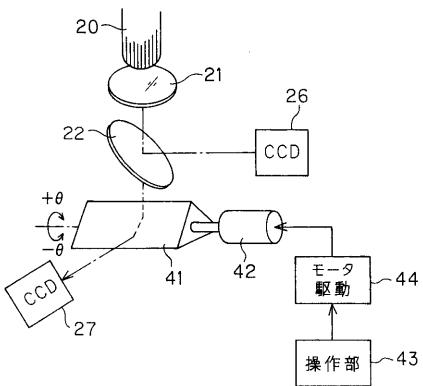
【図4】



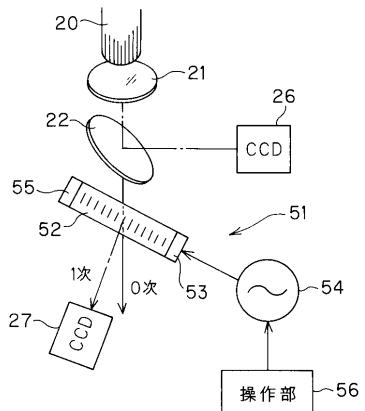
【図5】



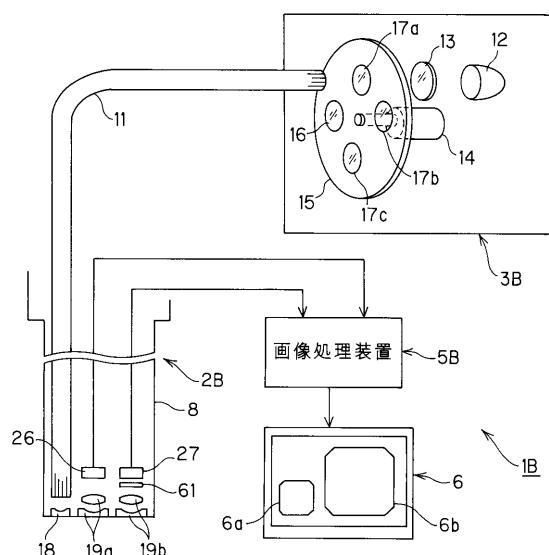
【図6】



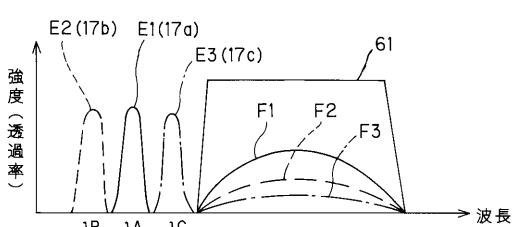
【図7】



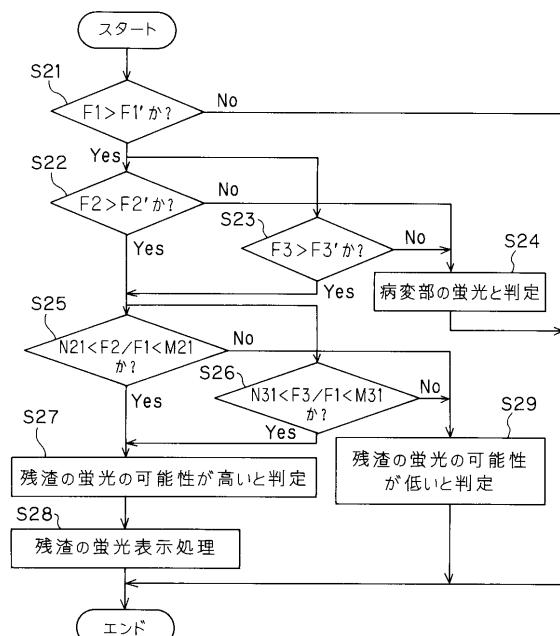
【図8】



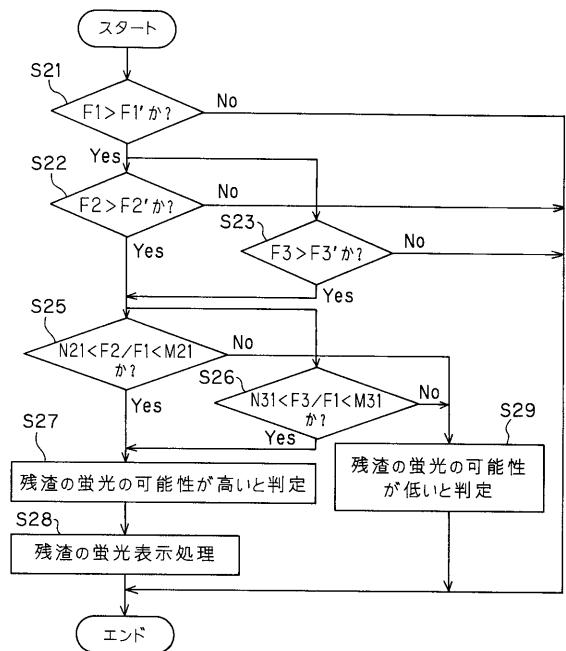
【図9】



【図10】



【図11】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-008230(JP,A)  
特開2003-339623(JP,A)  
特開2003-079568(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5114003B2</a>	公开(公告)日	2013-01-09
申请号	JP2005321314	申请日	2005-11-04
[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	謝天宇		
发明人	謝 天宇		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01N21/64.F H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/DA01 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA15 2G043/JA02 2G043/JA04 2G043/JA05 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/NA06 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/WW08 4C061/WW10 4C061/WW20 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW20 5C054 /AA05 5C054/AA07 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC07 5C054/CH07 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2007125245A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光内窥镜装置和用于检测体腔中残留物的方法，其能够在体腔内部的荧光成像的情况下识别由于残留物引起的荧光图像部分。  
**SOLUTION：**在荧光观察仪器中，体腔内部用白色正常光和激发光照射，通过荧光滤光片的反射光和荧光分别被两个CCD拾取，并处理图像以产生正常图像和荧光图像。通过多个不同传输波长的荧光滤波器获得的荧光信号数据，使用确定阈值确定它是由病变部分还是残留物产生，并且判断结果的信息存储在存储器部分中。然后，在监视器上显示图像的情况下，通过用信息改变的显示模式显示由残留物产生的荧光图像部分，可以在荧光图像上识别该荧光图像部分。

【图 1】

