

(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2006-43002  
(P2006-43002A)

(43) 公開日 平成18年2月16日(2006.2.16)

(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 O O P	4 C O 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2004-226095 (P2004-226095)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 出願日	平成16年8月2日(2004.8.2)	(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	堀井 章弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA23 BB01 CC06 FF37 FF40 GG15 HH54 JJ17 NN01 NN05 QQ04 RR04 SS21 WW15 WW17 YY13

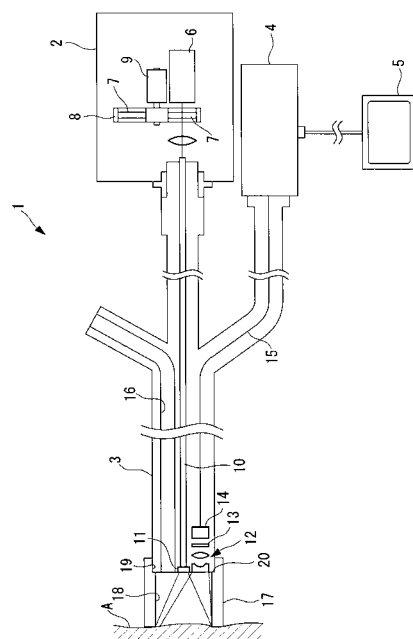
(54) 【発明の名称】 内視鏡観察装置および内視鏡観察方法

(57) 【要約】

【課題】 蛍光物質の存在のみならず、その絶対的な量の検出を可能として、細胞等の活性度等を高い分解能で定量化する。

【解決手段】 体腔内に挿入される挿入部3の先端に、生体組織Aに対して光を照射する投光部11と、生体組織Aからの戻り光を受光する受光部12とを有し、該受光部12において受光された戻り光を画像化する内視鏡観察装置1であって、挿入部3の先端に着脱可能に取り付けられ、生体組織Aに接触させられることで、生体組織Aに対して挿入部3先端を位置決めする位置決め部材17を備え、該位置決め部材17に、挿入部3に沿って形成されたチャンネル16内に挿入され、挿入部3先端の開口から出沒させられる処置具を通過可能な開口18が設けられている内視鏡観察装置1を提供する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

体腔内に挿入される挿入部の先端に、生体組織に対して光を照射する投光部と、生体組織からの戻り光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された戻り光を画像化する内視鏡観察装置であって、

前記挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、生体組織に接触させられることで、生体組織に対して挿入部先端を位置決めする位置決め部材を備え、

該位置決め部材に、前記挿入部に沿って形成されたチャンネル内に挿入され、挿入部先端の開口から出沒させられる処置具を通過可能な開口が設けられている内視鏡観察装置。

## 【請求項 2】

前記位置決め部材の先端に、生体組織に接触する突起部を備える請求項 1 に記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 3】

体腔内に挿入される挿入部の先端に、生体組織に対して光を照射する投光部と、生体組織からの戻り光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された戻り光を画像化する内視鏡観察装置であって、

前記挿入部に沿って形成されたチャンネル内に挿入され、挿入部先端の開口から出沒させられる位置決め部材と、

該位置決め部材の前記挿入部先端からの突出量を調節する位置調節機構とを備える内視鏡観察装置。

## 【請求項 4】

前記受光部において受光された戻り光を画像化した画像を表示する画像表示部を備え、該画像表示部に、前記位置決め部材の先端が表示されるとともに、該位置決め部材の先端の前記突出量を表示する突出量表示手段を備える請求項 3 に記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 5】

体腔内に挿入される挿入部の先端に、生体組織に対して光を照射する投光部と、生体組織からの戻り光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された戻り光を画像化する内視鏡観察装置であって、

前記挿入部の先端を生体組織に対して位置決めする位置決め部材を備え、

前記投光部が、生体に対して励起光を照射し、

前記受光部において受光された蛍光の蛍光強度に基づいて蛍光物質の濃度を算出する変換手段と、該変換手段により算出された蛍光物質の濃度分布画像を表示する濃度画像表示部とを備える内視鏡観察装置。

## 【請求項 6】

前記濃度画像表示部が、蛍光物質の濃度分布画像とともに濃度インデックスを表示する請求項 5 に記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 7】

前記濃度インデックスが、蛍光物質の濃度分布画像上の明るさまたは色と、蛍光物質の濃度値との関係を示す請求項 6 に記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 8】

前記濃度インデックスが、蛍光物質の濃度分布画像上の明るさまたは色と、生体組織に供給した薬剤濃度との関係を示す請求項 6 に記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 9】

前記濃度インデックスが、蛍光物質の濃度分布画像上の明るさまたは色と、生体組織内における酵素の活性度との関係を示す請求項 6 に記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 10】

前記変換手段が、蛍光物質の濃度と蛍光量との関係を示す変換関数を備える請求項 5 から請求項 9 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

## 【請求項 11】

前記変換手段が、既知の濃度の蛍光物質を含有する基準ファントムについて取得した蛍

10

20

30

40

50

光強度に基づいて前記変換関数を較正する較正手段を備える請求項 10 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 12】

既知の濃度の蛍光物質を含有する基準ファントムにおける蛍光物質の濃度値を入力可能な入力手段を備え、

前記変換関数が、複数の基準ファントムについて取得した複数の蛍光強度と、前記入力手段により入力された各基準ファントムにおける蛍光物質の濃度値とに基づいて構成される請求項 10 に記載の内視鏡観察装置。

【請求項 13】

前記基準ファントムに備えられ該基準ファントムに含有される蛍光物質の濃度値に関連づけられた識別符号を読み取る読み取り手段と、読み取られた識別符号に基づいて蛍光物質の濃度値を検索するデータベースとを備える請求項 12 に記載の内視鏡観察装置。

10

【請求項 14】

前記変換手段が、蛍光の強度との励起光の強度との比と、蛍光物質の濃度との関係を示す変換関数を備え、蛍光の強度との励起光の強度との比に基づいて蛍光物質の濃度を算出する請求項 5 から請求項 9 のいずれかに記載の内視鏡観察装置。

【請求項 15】

体腔内に挿入した挿入部の先端を生体組織に対して所定の距離に配置し、

前記挿入部の先端から励起光を照射して、生体組織において発生した蛍光を受光し、

受光された蛍光の強度に基づいて、所定の変換関数により蛍光物質の濃度分布を算出し

20

算出された蛍光物質の濃度分布画像を濃度インデックスとともに表示する内視鏡観察方法。

【請求項 16】

前記所定の変換関数が、既知の濃度の蛍光物質を含有する複数の基準ファントムについて取得した複数の蛍光強度に基づいて構成されている請求項 12 に記載の内視鏡観察方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、内視鏡観察装置および内視鏡観察方法に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織に励起光を照射して発生した蛍光を観察する蛍光内視鏡装置として、例えば、特許文献 1 に示される構造のものがある。

この蛍光内視鏡装置は、生体に対して励起光を照射して、生体からの自家蛍光や生体に注入した薬剤からの蛍光を 2 次元画像として検出するものであり、その蛍光像から生体組織の変性や癌等の疾患状態を診断することを可能にしている。

【0003】

また、体腔内に挿入される挿入部の先端には、該先端を被覆する先端面を有する透明カバーや、透明バルーンが備えられている。そして、これら透明カバーの先端面や膨張させた透明バルーンの外面を被検部位に密着させることで、凹凸の激しい腸などの被検部位を平坦化して励起光を均一に照射し、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することを可能にしている。

40

【0004】

また、近年、単に励起光を照射されただけでは蛍光をほとんど発しないが、生体内に注入され、生体内において分泌されている酵素により分解されることにより、励起光により蛍光を発するようになる蛍光薬剤が開発されている（例えば、特許文献 2 参照。）。例えば、酵素の 1 つであるカテプシンは癌細胞において多く分泌される酵素である。したがって、この蛍光薬剤を生体内に注入して励起光を照射することで、数個レベルの微細な癌細

50

胞の存在を検出することができる。また、癌細胞の存在の検出のみならず、カテプシンの分泌量、すなわち、癌細胞の活性度を、高い分解能で検出することができるという利点がある。

【0005】

【特許文献1】特開平7-222712号公報(第2頁等)

【特許文献2】米国特許第6592847号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、癌細胞の活性度を精度よく検出するためには、単に上記蛍光薬剤を使用しただけでは足りず、生体組織から発生している蛍光量の絶対値を精度よく求めることが必要である。挿入部の先端に配置されている受光部に受光される蛍光量は、光源から発せられる励起光の強度の変動、挿入部の先端と生体組織との距離の変動、挿入部に配置される光学系や光検出器の個体差によって変動するため、これらの変動や個体差によらず蛍光量の絶対値を求める工夫が必要である。

10

【0007】

また、得られた蛍光量の絶対値は、必ずしも、酵素の分泌量や細胞の活性度を表すものとは限られないので、単に、検出した蛍光を画像化しただけでは、酵素の分泌量等を直接的に把握することができず、不便である。

【0008】

さらに、特許文献1に示される蛍光内視鏡装置では、透明カパーにより挿入部の先端と生体組織との距離が一定に保たれるものの、凹凸の激しい生体組織を平坦にするための先端面を必須構成として備えている。このため、該先端面により挿入部の先端が覆われてしまい、内視鏡装置に通常備えられている鉗子チャンネルを利用した処置を観察と同時に進行することができないという不都合がある。

20

また、伸縮可能な透明バルーンでは、挿入部の先端と生体組織との距離を一定に保つことができないという問題がある。

【0009】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、蛍光物質の存在のみならず、その絶対的な量の検出を可能として、細胞等の活性度等を高い分解能で定量化することができる内視鏡観察装置および内視鏡観察方法を提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

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、体腔内に挿入される挿入部の先端に、生体組織に対して光を照射する投光部と、生体組織からの戻り光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された戻り光を画像化する内視鏡観察装置であって、前記挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、生体組織に接触させられることで、生体組織に対して挿入部先端を位置決めする位置決め部材を備え、該位置決め部材に、前記挿入部に沿って形成されたチャンネル内に挿入され、挿入部先端の開口から出没させられる処置具を通過可能な開口が設けられている内視鏡観察装置を提供する。

40

【0011】

本発明によれば、体腔内に挿入部を挿入し、その先端を生体組織の被観察部位に近接させると、挿入部の先端に取り付けられた位置決め部材が生体組織に接触して、挿入部の先端が生体組織に対して所定の距離だけ離れた位置に位置決めされる。この状態で投光部から光を照射して生体組織からの戻り光を受光することにより、生体組織に対して一定の強度の光を照射し、また、生体組織からの戻り光を一定の条件下で受光することが可能となる。したがって、受光部において受光される戻り光の強度と蛍光薬剤の濃度あるいは生体組織の活性度の情報との関係を予め設定しておくことにより、受光された戻り光の強度に基づいて、蛍光薬剤の濃度や生体組織の活性度を高い分解能で定量化することが可能とな

50

る。また、この場合において、位置決め部材に開口が設けられているので、挿入部に沿って形成されているチャンネルを介した処置具が、開口を通して生体組織まで到達でき、観察と同時に処置具を用いた種々の処置を行うことが可能となる。

【0012】

上記発明においては、前記位置決め部材の先端に、生体組織に接触する突起部を備えることとしてもよい。

このようにすることで、生体組織に凹凸があっても突起部を生体組織に接触させることで、挿入部の先端と生体組織との距離を一定の距離に安定して維持することができる。

【0013】

また、本発明は、体腔内に挿入される挿入部の先端に、生体組織に対して光を照射する投光部と、生体組織からの戻り光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された戻り光を画像化する内視鏡観察装置であって、前記挿入部に沿って形成されたチャンネル内に挿入され、挿入部先端の開口から出没させられる位置決め部材と、該位置決め部材の前記挿入部先端からの突出量を調節する位置調節機構とを備える内視鏡観察装置を提供する。

10

【0014】

本発明によれば、体腔内に挿入部を挿入し、その先端を生体組織の被観察部位に近接させると、挿入部に沿って形成されたチャンネルの挿入部先端の開口から突出させられている位置決め部材が生体組織に接触して、挿入部の先端が生体組織に対して所定の距離だけ離れた位置に位置決めされる。この状態で投光部から光を照射することにより、上記と同様に、生体組織に対して一定の強度の光を照射し、また、生体組織からの戻り光を一定の条件下で受光することが可能となる。

20

また、本発明によれば、位置調節機構を作動させることにより位置決め部材の挿入部先端からの突出量を調節できる。したがって、被観察部位や使用する蛍光薬剤等に合わせて、最適な位置に挿入部の先端位置を配置することができる。

【0015】

上記発明においては、前記受光部において受光された戻り光を画像化した画像を表示する画像表示部を備え、該画像表示部に、前記位置決め部材の先端が表示されるとともに、該位置決め部材の先端の前記突出量を表示する突出量表示手段を備えることとしてもよい。戻り光を画像化した画像内において位置決め部材の先端を表示すると同時に、突出量表示手段により、先端の突出量を画像表示部に表示することで、画像表示部の表示を見ながら、挿入部の先端位置を生体組織に対して容易に位置決めすることができる。

30

【0016】

また、本発明は、体腔内に挿入される挿入部の先端に、生体組織に対して光を照射する投光部と、生体組織からの戻り光を受光する受光部とを有し、該受光部において受光された戻り光を画像化する内視鏡観察装置であって、前記挿入部の先端を生体組織に対して位置決めする位置決め部材を備え、前記投光部が、生体に対して励起光を照射し、前記受光部において受光された蛍光の蛍光強度に基づいて蛍光物質の濃度を算出する変換手段と、該変換手段により算出された蛍光物質の濃度分布画像を表示する濃度画像表示部とを備える内視鏡観察装置を提供する。

40

【0017】

本発明によれば、挿入部を体腔内に挿入して、位置決め部材により挿入部の先端を生体組織に対して位置決めした状態で、投光部から励起光を照射すると、生体において発生された蛍光が受光部に受光される。挿入部の先端が生体組織に対して位置決めされているので、相対的な距離の変動による蛍光量の変動が防止される。そして、変換手段の作動により、受光された蛍光の蛍光強度に基づいて蛍光物質の濃度を算出することにより、生体組織内における蛍光物質の濃度を定量化することができ、濃度画像表示部の作動により、定量化された蛍光物質の濃度分布画像が表示されることになる。

【0018】

上記発明においては、前記濃度画像表示部が、蛍光物質の濃度分布画像とともに濃度イ

50

ンデックスを表示することが好ましい。蛍光物質の濃度分布を画像として表示する場合、等高線や明るさ、濃淡、色の变化により表示することが考えられるが、濃度インデックスを同時に表示することにより、観察者が濃度分布の変化のみならず、その濃度分布画像の各位置における濃度値を定量的に把握することが可能となる。

【0019】

上記発明においては、前記濃度インデックスが、蛍光物質の濃度分布画像上の明るさまたは色と、蛍光物質の濃度値との関係を示すこととしてもよい。また、前記濃度インデックスが、蛍光物質の濃度分布画像上の明るさまたは色と、生体組織に供給した薬剤濃度との関係を示すこととしてもよい。また、前記濃度インデックスが、蛍光物質の濃度分布画像上の明るさまたは色と、生体組織内における酵素の活性度との関係を示すこととしてもよい。これらの濃度インデックスを切り替えて使用することにしてもよい。

10

濃度インデックスとして観察に適したものを採用することにより、蛍光物質の濃度分布画像を用いたまま、所望の物理量の分布を把握することが可能となる。

【0020】

また、上記発明においては、前記変換手段が、蛍光物質の濃度と蛍光量との関係を示す変換関数を備えることとしてもよい。

変換関数によれば、蛍光量を測定するだけで、蛍光物質の濃度を簡易かつ精度よく算出することができる。

【0021】

また、上記発明においては、前記変換手段が、既知の濃度の蛍光物質を含有する基準ファントムについて取得した蛍光強度に基づいて前記変換関数を較正する較正手段を備えることとしてもよい。

20

基準ファントムに対して挿入部の先端を位置決めした状態で蛍光量を検出し、較正手段の作動により変換関数を較正することによって、内視鏡観察装置の個体差あるいは経時変化によらず、蛍光物質の濃度を精度よく定量化することができる。

【0022】

また、上記発明においては、既知の濃度の蛍光物質を含有する基準ファントムにおける蛍光物質の濃度値を入力可能な入力手段を備え、前記変換関数が、複数の基準ファントムについて取得した複数の蛍光強度と、前記入力手段により入力された各基準ファントムにおける蛍光物質の濃度値とに基づいて構成されることとしてもよい。

30

複数の基準ファントムについて取得した蛍光強度と、各基準ファントムにおける蛍光物質の濃度値とに基づくことにより、内視鏡観察装置ごとに、最適な変換関数を構成でき、蛍光物質の濃度をより精度よく定量化することが可能となる。

【0023】

また、上記発明においては、前記基準ファントムに備えられ該基準ファントムに含有される蛍光物質の濃度値に関連づけられた識別符号を読み取る読み取り手段と、読み取られた識別符号に基づいて蛍光物質の濃度値を検索するデータベースとを備えることとしてもよい。

読み取り手段の作動により基準ファントムに備えられた識別符号を読み取り、データベースを検索することで、蛍光物質の濃度値と受光部に受光された蛍光量とを自動的に対応づけることができ、簡易に、かつ、誤りなく変換関数を構成することができる。

40

【0024】

また、上記発明においては、前記変換手段が、蛍光の強度との励起光の強度との比と、蛍光物質の濃度との関係を示す変換関数を備え、蛍光の強度との励起光の強度との比に基づいて蛍光物質の濃度を算出することが好ましい。

受光部に受光される蛍光の強度は、投光部から照射される励起光の強度によっても変動するため、蛍光の強度と励起光の強度との比を蛍光物質の濃度と関連づけた変換関数を用いることにより、励起光の強度が変動しても、蛍光物質の濃度を精度よく算出することができる。

【0025】

50

本発明は、体腔内に挿入した挿入部の先端を生体組織に対して所定の距離に配置し、前記挿入部の先端から励起光を照射して、生体組織において発生した蛍光を受光し、受光された蛍光の強度に基づいて、所定の変換関数により蛍光物質の濃度分布を算出し、算出された蛍光物質の濃度分布画像を濃度インデックスとともに表示する内視鏡観察方法を提供する。

#### 【0026】

本発明によれば、挿入部の先端を生体組織に対して所定の距離に配置するので、距離の変動による蛍光の強度の変動が防止される。また、蛍光の強度分布をそのまま表示するのではなく、変換関数により蛍光物質の濃度分布に変換して表示するので、観察者は蛍光物質の濃度分布を視覚的に把握することができる。この場合に、濃度インデックスとともに濃度分布画像を表示することで、観察者は、蛍光物質の濃度分布を定量的にも把握することができる。

10

#### 【0027】

上記発明においては、前記所定の変換関数が、既知の濃度の蛍光物質を含有する複数の基準ファントムについて取得した複数の蛍光強度に基づいて構成されていることが好ましい。

基準ファントムによれば、内視鏡観察装置の個体差や経時変化に依存することなく、精度よく濃度分布を定量化可能な変換関数を構成できる。

#### 【発明の効果】

#### 【0028】

本発明によれば、内視鏡観察装置の挿入部の先端と生体組織における被測定部位との相対距離の変動を防止し、生体組織からの戻り光を精度よく定量化することができるという効果を奏する。

20

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0029】

本発明の第1の実施形態に係る内視鏡観察装置について、図1～図4を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡観察装置1は、光源部2と、該光源部2に接続され、体腔内に挿入される細長い挿入部3と、受光された戻り光に基づいて所定の画像処理を行う画像処理部4と、画像処理部4において生成された画像を表示する画像表示部5とを備えている。

30

#### 【0030】

光源部2は、例えば、図1に示されるように、キセノンランプ、ハロゲンランプ等の広帯域の光を発する光源6と、図1および図2に示されるように、該光源6からの光を透過させることにより、励起光および赤色光、緑色光、青色光を順次出射させる複数のフィルタ7を備えるフィルタレット8と、該フィルタレット8を回転させるモータ9とを備えている。

#### 【0031】

前記挿入部3は、前記光源部2からの光を先端部まで導くライトガイド10（あるいは光ファイバ束）と、先端部に配置され、ライトガイド10内を伝播されてきた光を拡散させて、対向配置された生体組織Aに照射する拡散レンズ11と、生体組織Aからの戻り光を集光する対物レンズ12と、励起光を遮断するバリアフィルタ13と、集光された戻り光を撮像する、例えば、荷電結合素子（CCD）からなる撮像素子14と、該撮像素子14からの画像信号を前記画像処理部4に入力するケーブル15とを備えている。

40

#### 【0032】

また、挿入部3には、その長さ方向の途中位置から挿入された鉗子等の処置具を先端部まで案内する鉗子チャンネル16が備えられている。鉗子チャンネル16は先端部に開口し、案内されてきた処置具を先端部から突出させて、生体組織Aに対して、切断、除去等の所定の処置を施すことができるようになっている。

#### 【0033】

50

また、挿入部 3 の先端には、図 1 に示されるように、位置決め部材 17 が着脱可能に取り付けられるようになっている。位置決め部材 17 は、挿入部 3 の先端に嵌合される略円筒状に形成されている。位置決め部材 17 の内部には、長さ方向に貫通する開口部 18 と、挿入部 3 の外面に嵌合する嵌合面 19 と挿入部 3 の先端を突き当てる段部 20 とが備えられている。位置決め部材 17 は、挿入部 3 の先端に取り付けられたときに、嵌合面 19 を挿入部 3 の外面に嵌合させ、段部 20 を挿入部 3 の先端に突き当てることにより、その先端位置が挿入部 3 の先端に対して所定の位置に配置されるように構成されている。

#### 【0034】

前記画像処理部 4 は、光源部 2 からの赤色光、緑色光および青色光の出射時に、撮像素子 14 から送られてきた戻り光の強度信号に対しては、各戻り光の強度信号に、該戻り光  
10  
に対応するフィルタターレット 8 の各フィルタ 7 の色彩を合成した R 画像、G 画像、および B 画像をそれぞれ生成するとともに、それらの画像を合成したカラー画像を生成して画像表示部 5 に出力するようになっている。また、光源部 2 からの励起光の出射時に撮像素子 14 から送られてきた蛍光の強度信号に対しては、所定の処理を施して画像表示部 5 に出力するようになっている。

画像表示部 5 は、画像処理部 4 から送られてきたカラー画像および蛍光画像を切り替えて、あるいは、画面分割して同時に表示することができるようになっている。

#### 【0035】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 によれば、位置決め部材 17 を先端に取り付けた挿入部 3 を体腔内に挿入し、位置決め部材 17 の先端を生体組織 A の  
20  
被観察部位に接触させると、挿入部 3 の先端が、被観察部位に対して、位置決め部材 17 によって設定された所定の距離だけ離れた位置に位置決め配置される。そして、この状態で光源部 2 を作動させ、フィルタターレット 8 のフィルタ 7 を透過させることにより、励起光および赤色光、緑色光、青色光が順次出射される。出射された光は、ライトガイド 10 を介して挿入部 3 の先端まで導かれ、挿入部 3 の先端の拡散レンズ 11 によって拡散されて生体組織 A に照射される。

#### 【0036】

そして、生体組織 A からの戻り光、例えば、励起光を照射された生体組織 A から発せられる蛍光や、可視光を照射された生体組織 A 表面における反射光が、対物レンズ 12 によって集光され、パリアフィルタ 13 によって反射して戻る励起光が遮断されて撮像素子 1  
30  
4 により検出されることになる。この場合において、本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 によれば、生体組織 A に向けて励起光が発せられる挿入部 3 の先端が位置決め部材 17 によって、生体組織 A に対して所定の距離に位置決めされているので、光源部 2 からの励起光の強度を一定に保っておきさえすれば、一定の強度の励起光を生体組織 A に照射することができる。したがって、撮像素子 14 により検出される蛍光強度の大小によって、生体組織 A 内における蛍光物質の濃度の大小、あるいは、酵素の活性度の大小を把握することができる。

#### 【0037】

また、位置決め部材 17 には、長さ方向に貫通する開口部 18 が設けられているので、  
40  
鉗子チャネル 16 を通して導かれてきた種々の処置具を挿入部 3 の先端から突出させ、位置決め部材 17 の開口部 18 を通過させて生体組織 A に対し種々の処置を施すことができる。

また、位置決め部材 17 は、挿入部 3 の先端に着脱可能に取り付けられているので、挿入部 3 先端と生体組織 A との位置決め距離を変更したい場合には、長さの異なるものに簡易に交換することで対応することができる。

#### 【0038】

なお、本実施形態に係る内視鏡観察装置 1 においては、位置決め部材 17 を略円筒状の部材により構成したが、これに代えて、図 3 および図 4 に示されるように、挿入部 3 の先端外面に嵌合するリング状の嵌合部 17 a と、該嵌合部 17 a の先端面から前方に向けて突出する周方向に間隔をあけた複数本、例えば、3 本のピン 17 b とからなる位置決め部  
50

材 17 を採用してもよい。挿入部 3 の先端と生体組織 A との位置決め距離に応じてピン 17 b の長さを設定しておくことにより、ピン 17 b の先端を生体組織 A に突き当てることで、挿入部 3 の先端位置を生体組織 A に対して所定の距離に配置することができるようになってい

【0039】

このように構成することで、生体組織 A に対して位置決め部材 17 を接触させると、位置決め部材 17 は複数本のピン 17 b の先端のみにおいて生体組織 A に接触する。したがって、例えば、生体組織 A の表面が平坦な場合のみならず、表面に凹凸がある場合においても、これを避けるようにして必要最小限の接触箇所において接触し、生体組織 A に対して挿入部 3 の先端を安定的に所定の距離に保持することができるという利点がある。

10

【0040】

また、挿入部 3 の先端部までライトガイド 10 により光を導く場合について説明したが、これに限定されるものではなく、挿入部 3 の先端に LED 等の光源を配置することにより投光部を構成してもよい。

また、挿入部 3 の先端に CCD カメラのような撮像素子 14 を配置したが、これに限定されるものでなく、撮像素子 14 は挿入部 3 の外部に配置し、光ファイバ束等を用いて挿入部 3 の先端から撮像素子 14 まで光を伝播させることにしてもよい。

【0041】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡観察装置 21 について、図 5 および図 6 を参照して以下に説明する。

20

なお、本実施形態の説明において、上述した第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【0042】

本実施形態に係る内視鏡観察装置 21 は、第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 において、挿入部 3 の先端に着脱可能に取り付けられた位置決め部材 17 に代えて、図 5 に示されるように、鉗子チャンネル 16 を通して挿入された位置決め部材 22 を挿入部 3 の先端から所定量だけ突出させる点において、第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 と相違している。

【0043】

位置決め部材 22 は、鉗子チャンネル 16 に沿って挿入されるワイヤ状の部材であって、挿入部 3 の変形に伴って任意の形態に変形され、かつ、鉗子チャンネル 16 に沿って移動可能に設けられている。挿入部 3 の後端側に配置された鉗子チャンネル 16 の入口部 16 a には、図 5 に示されるように、位置決め部材 22 を鉗子チャンネル 16 に沿って移動させ、かつ、所望の位置において固定する移動機構 23 が備えられている。

30

【0044】

移動機構 23 は、例えば、図 5 に示される例では、鉗子チャンネル 16 の入口部 16 a に固定され、鉗子チャンネル 16 の延長方向に沿って延びるガイド部 24 と、ガイド部 24 に移動可能に支持され、前記位置決め部材 22 を固定したスライダ部 25 と、該スライダ部 25 に設けられたダイヤル式のノブ 26 と、該ノブ 26 の回転力をガイド部 24 に沿う直線駆動力に変換する、例えば、ラックギア 27 とピニオンギア 28 のような公知の直動機構とを備えている。これにより、ノブ 26 を回転させると、スライダ部 25 がガイド部 24 に沿って直線移動させられる結果、スライダ部 25 に固定された位置決め部材 22 が鉗子チャンネル 16 に沿ってスライダ部 25 の移動量だけ移動させられるようになってい

40

【0045】

また、位置決め部材 22 の先端は、対物レンズ 12 の視野範囲内に突出させられるようになってい

50

になっている。また、画像表示部 5 には、位置決め部材 2 2 の先端の突出量を示す目盛 2 9 が描かれている。これにより、オペレータは、画像表示部 5 を見ながら、移動機構 2 3 のノブ 2 6 を操作して、画像表示部 5 上において位置決め部材 2 2 の先端が、目盛 2 9 の所定の位置に一致するまで、位置決め部材 2 2 を移動させることにより、挿入部 3 の先端に対して位置決め部材 2 2 の先端を所望の突出量だけ突出させることができるようになっている。

【0046】

このようにして位置決め部材 2 2 の突出量を所望の値に調節した状態で、位置決め部材 2 2 の先端を生体組織 A に接触させることにより、挿入部 3 の先端を生体組織 A に対して所望の距離に固定して、一定の励起光を生体組織 A に照射し、生体組織 A における蛍光物質の濃度や酵素の活性度を定量化することができる。

10

【0047】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡観察装置 3 0 について図 7 を参照して以下に説明する。

なお、本実施形態の説明において、上述した第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 と構成を共通とする箇所に同一符号を付して説明を簡略化する。

【0048】

本実施形態に係る内視鏡観察装置 3 0 は、第 1 の実施形態に係る内視鏡観察装置 1 とは画像処理部 3 1 において相違している。

本実施形態において画像処理部 3 1 には、図 7 に示されるように、挿入部 3 の先端に配置された撮像素子 1 4 と、キャリブレーション状態か否かを選択する外部スイッチ 3 2 と、キャリブレーション時に挿入部 3 の先端に対向配置される基準ファントム 3 3 における蛍光物質の濃度を入力する、例えば、キーボードのような濃度入力部 3 4 とが接続されている。基準ファントム 3 3 は、既知の濃度の蛍光物質、例えば、生体組織 A 内に注入するのと同様の蛍光薬剤を所定の基材に均一に分布させたものである。

20

【0049】

また、画像処理部 3 1 は、撮像素子 1 4 から送られてくる蛍光画像を処理する蛍光画像処理部 3 5 と、濃度インデックス発生部 3 6 とを備えている。

蛍光画像処理部 3 5 は、前記外部スイッチ 3 2 からの ON 信号によって ON 状態に切り替えられる切替スイッチ 3 7 と、撮像素子 1 4 から入力された蛍光画像の強度信号を生体組織 A 内の蛍光物質の濃度信号に変換する変換関数  $k$  を有する濃度算出部 3 8 と、該変換関数  $k$  を算出する変換関数算出部 3 9 と、求められた変換関数  $k$  を記憶する変換関数記憶部 4 0 とを備え、変換関数記憶部 4 0 に記憶されている変換関数  $k$  により、濃度算出部 3 8 の変換関数  $k$  を置き換えるように構成されている。

30

【0050】

前記変換関数算出部 3 9 は、実際の内視鏡観察装置 3 0 を用いて基準ファントム 3 3 を撮像した際に得られる蛍光強度  $F_F$  と、濃度入力部 3 4 から入力された基準ファントム 3 3 の蛍光物質濃度  $D_F$  とが、図 1 4 に示されるような比例関係を有するものとして、それらの比を計算することにより変換関数  $k$  を算出するようになっている。

【0051】

また、濃度インデックス発生部 3 6 は、画像表示部 5 に表示される蛍光物質の濃度の分布画像における輝度と、蛍光物質濃度の数値とを対応づけるスケール状の濃度インデックス 4 1 を発生するようになっている。濃度インデックス発生部 3 6 において発生された濃度インデックス 4 1 は、画像表示部 5 の一部に蛍光物質の濃度分布画像 G とともに表示させるために、画像表示部 5 に供給されるようになっている。

40

【0052】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡観察装置 3 0 の作用について、以下に説明する。

撮像素子 1 4 により撮像された蛍光強度を蛍光物質の濃度に変換する変換関数  $k$  としては、初期的には、標準的な変換関数  $k$  を変換関数記憶部 4 0 に記憶しておく。通常観察時

50

には、図 8 に示されるように、外部スイッチ 3 2 が OFF 状態となっており、切替スイッチ 3 7 も OFF 状態となっている。

【 0 0 5 3 】

内視鏡観察装置 3 0 の挿入部 3 の先端には位置決め部材 1 7 が取り付けられており、挿入部 3 の先端位置が、生体組織 A の被観察部位に対して所定の距離に位置決めされているので、挿入部 3 の先端位置の変動が防止され、距離の変動による蛍光強度の変動が防止されている。挿入部 3 先端に配置されている撮像素子 1 4 により取得された蛍光画像は画像処理部 3 1 における蛍光画像処理部 3 5 に入力され、濃度算出部 3 8 において変換係数  $k$  をかけられることにより、生体組織 A 内における蛍光物質の濃度分布画像 G として画像表示部 5 に供給される。また、濃度インデックス発生部 3 6 からは、濃度インデックス 4 1 が画像表示部 5 に供給される。

10

【 0 0 5 4 】

そして、供給された濃度分布画像 G と濃度インデックス 4 1 とが画像表示部 5 に同時に表示される。これにより、オペレータは、生体組織 A 内の蛍光物質の濃度分布を一目で確認することができるとともに、濃度インデックス 4 1 と見比べることにより、各部位の濃度の絶対値を容易に把握することができる。

【 0 0 5 5 】

この場合において、本実施形態に係る内視鏡観察装置 3 0 によれば、変換関数  $k$  として、測定に先立って基準ファントム 3 3 を用いて行ったキャリブレーションにより較正された新たな変換関数  $k$  が用いられるので、内視鏡観察装置 3 0 の光学系等の個体差や経年変化による変動が防止され、濃度分布を精度よく表示することができる。また、濃度インデックス 4 1 とともに表示することにより、各部における蛍光物質の濃度の絶対値を正確に把握することができる。

20

【 0 0 5 6 】

なお、本実施形態に係る内視鏡観察装置 3 0 においては、蛍光物質の濃度分布を画像表示部 5 に表示することとしたが、これに代えて、生体組織 A 内の蛍光物質として、特定の酵素の活性度に応じて発生する蛍光量を変化させる蛍光薬剤を使用することにより、同様の画像によって酵素の活性度の分布を表示することとしてもよい。この場合には、変換関数  $k$  として、蛍光強度を活性度に変換する変換関数  $k$  を用い、濃度インデックス 4 1 として、活性度の大小を示すインデックスを発生させることにすればよい。このようにすることで、特定の酵素を産生する細胞、例えば、癌細胞の活性度の分布を精度よく把握することができる。しかも、その定量化を図ることができる。

30

【 0 0 5 7 】

また、上記実施形態においては、蛍光物質の濃度と得られる蛍光強度とが、図 1 4 に示されるような比例関係にあるものとして、単一の濃度の基準ファントム 3 3 によりキャリブレーションを行う場合について説明したが、これに代えて、例えば、図 1 5 に示されるように、蛍光物質の濃度と得られる蛍光強度とが比例関係にない場合には、図 9 および図 1 0 に示されるように画像処理部 4 2 を構成してもよい。

【 0 0 5 8 】

画像処理部 4 2 は、撮像素子 1 4 により取得された蛍光画像を処理する蛍光画像処理部 4 3 と、濃度インデックス発生部 3 6 とを備えている。

40

蛍光画像処理部 4 3 は、図 1 1 あるいは図 1 2 に示されるように、異なる濃度の均一な濃度分布を有する複数のファントム部 3 3 a , 3 3 b ( , 3 3 c , 3 3 d ) を有する基準ファントム 3 3 , 3 3 用意し、図 9 に示されるように、キャリブレーション ON 状態においては、変換関数算出部 4 4 において、各ファントム部 3 3 a , 3 3 b ( , 3 3 c , 3 3 d ) について得られた蛍光強度  $F_N$  と、該基準ファントムの蛍光物質濃度  $D_N$  との関係をプロットしていくことで、近似的な変換関数  $D = f ( F )$  を求めるようになっている。

【 0 0 5 9 】

このようにすることで、蛍光強度  $F$  と濃度値  $D$  とが比例関係にない場合においても、図

50

10に示されるように、変換関数算出部44において近似され、変換関数記憶部40に記憶された新たな変換関数 $f(F)$ を用いて、撮像素子14により得られた蛍光強度 $F_A$ を蛍光物質の濃度値 $D_A$ に精度よく変換した濃度分布画像Gを得ることができる。

#### 【0060】

また、上記実施形態においては、キーボードのような濃度入力部34により、オペレータが基準ファントム33, 33, 33の蛍光物質の濃度値を手入力することとしたが、これに代えて、図11および図12に示されているように、各基準ファントム33, 33に識別情報45を付与しておき、その識別情報45に示される識別番号を手入力し、あるいは、所定の読み取り装置(図示略)によって読み取り可能な識別情報45を読み取ることにより入力することとしてもよい。

10

この場合、画像処理部31, 42に、各基準ファントム33, 33, 33の識別情報45と濃度値 $D_F$ ,  $D_N$ 等を関連づけて記憶するデータベース(図示略)を備えておき、読み取った識別情報45に基づいて濃度値 $D_F$ ,  $D_N$ 等を検索することとすればよい。データベースに含める情報としては、蛍光薬剤の種類、蛍光薬剤の濃度値 $D_F$ ,  $D_N$ 、蛍光波長、基材の種類および濃度、蛍光波長での散乱係数および吸収係数等が挙げられる。

#### 【0061】

また、基準ファントム33, 33, 33としては、均一な濃度分布の蛍光物質を含有するものの他、蛍光物質を全く含有しない基材のみの基準ファントム33, 33, 33を用意してもよい。このような基準ファントム33, 33, 33を用いることで、基準ファントム33, 33, 33の表面における反射光を較正することが可能となる。

20

#### 【0062】

また、上記実施形態においては、挿入部3の先端に実際の位置決め部材17を取り付けて、該位置決め部材17を基準ファントム33, 33, 33の平坦な面に密着させることで、実際の測定時と同様の距離に基準ファントム33, 33, 33と挿入部3の先端とを配置した状態でキャリブレーションを行うこととしたが、これに代えて、図13に示されるように、基準ファントム46自体に、挿入部3の先端位置を位置決めする段部47を設けておくこととしてもよい。

このようにすることで、位置決め部材17を使用せずに、挿入部3の先端位置を基準ファントム33a, 33bに位置決めし、キャリブレーションを行うことができる。これによれば、予め滅菌してある位置決め部材17を Disposable に使用する場合に、キャリブレーションのためだけに使用した位置決め部材17を交換する無駄をなくすることができる。

30

#### 【0063】

また、図16および図17に示されるように、光源6の強度信号 $S$ を画像処理部48の蛍光画像処理部49に入力し、光源6の強度信号 $S$ に応じて、蛍光物質の濃度値 $D$ を補正することとしてもよい。すなわち、光源6の強度信号 $S$ が変動すると、光源部2から発せられる励起光の強度 $E_x$ も、 $E_x = g(S)$ の関係により変動するため、励起光強度算出部50により算出した励起光強度 $E_x$ によって、生体組織A内の蛍光物質の濃度値 $D_A$ を除して(符号51)、規格化濃度値 $D_A^*$ を算出し、画像表示部5に表示することが好ましい。このようにすることで、光源6の強度信号 $S$ の変動による濃度値 $D$ の変動を未然に防止することができ、蛍光物質の濃度分布あるいは酵素の活性度等をより精度よく定量化することができるので、より効果的である。

40

#### 【0064】

また、蛍光画像処理部49においては、蛍光物質の濃度値の大小を画像の各部の輝度値に対応づけて、画像表示部5における明るさが大きいほど蛍光物質の濃度が高いように表示することとしてもよく、蛍光物質の濃度にそれぞれ色彩を対応づけておくことにより、色分けによって濃度分布画像Gを表示することとしてもよい。

#### 【0065】

ところで、脳外科を始めとする外科手術の現場においては、通常照明として无影灯が設

50

けられ、該無影灯から発せられた可視光による照明の下で、病変部を拡大観察する手術用顕微鏡が備えられている。手術用顕微鏡にはCCDカメラが設けられており、無影灯から照射され病変部において反射した反射光をCCDカメラにより撮像することができるようになってい。一方、病変部の蛍光観察を行うために、蛍光観察用の照明として励起光光源が設けられ、病変部において発生した近赤外の蛍光を撮像するために近赤外カメラが設けられている。

【0066】

しかしながら、病変部から発生する近赤外の蛍光を観察する場合には、次のような問題点が考えられる。

すなわち、励起光光源から発せられた励起光に対し、病変部において発生する蛍光は極めて微弱であり、鮮明な蛍光画像を得るためには、周囲のノイズをできるだけ除去する必要があるが、病変部において発生している蛍光と同等の波長を有する若干の近赤外光が無影灯からも発せられているため、病変部からの蛍光とともに無影灯からの周囲光が近赤外カメラに撮像されてしまう不都合がある。

【0067】

この不都合を解消するために、蛍光観察時に、無影灯を消灯して周囲光をなくした状態で観察を行うことにより鮮明な蛍光画像を得ることはできるが、その場合には、手術の途中で蛍光画像により病変部を特定する度に無影灯を消灯し、病変部の特定後に手術を続行するためには無影灯を点灯しなければならないという煩わしさがある。

また、病変部の蛍光画像と病変部の反射光画像とを同時に観察できないので、蛍光画像により特定した病変部の反射光画像における特定が困難であるという不都合もある。

【0068】

また、励起光光源から発せられる励起光は、蛍光の波長に近接した赤色あるいは近赤外光となるが、赤色光の場合には、CCDカメラにより撮像される反射光画像が、全体的に赤色となって、その観察が困難となるという不都合がある。

そこで、これらの問題点を解決するために、以下の付記項に記載された近赤外蛍光観察装置を提供する。

【0069】

[付記]

1. 被観察部位を照明する術野照明手段と、  
術野照明手段により照射された照明光の被観察部位における反射光を観察する術野観察手段と、

励起光を発生する励起光光源と、

励起光を照射された被観察部位において発生する近赤外域の蛍光を少なくとも1つの検出波長帯域において検出する蛍光撮像手段とを備え、

前記術野照明手段に、該術野照明手段から発せられる前記蛍光撮像手段の検出波長帯域の近赤外光を遮断する近赤外光カットフィルタが備えられている近赤外蛍光観察装置。

この近赤外蛍光観察装置によれば、術野照明手段から発せられた近赤外光が近赤外光カットフィルタにより遮断されて蛍光撮像手段に到達することがないので、術野照明手段を点灯したままの状態での蛍光観察を行うことが可能となる。

【0070】

2. 前記術野観察手段に、光バランスの補正手段が設けられている付記項1に記載の近赤外蛍光観察装置。

補正手段を作動させて光バランスを図ることにより、励起光光源からの励起光が赤色の場合においても反射光画像を鮮明化させることができる。

【0071】

3. 前記補正手段が、励起光を減弱させて通過させる励起光減弱手段である付記項2に記載の近赤外蛍光観察装置。

4. 前記補正手段が、前記励起光光源に連動して作動させられる付記項2または付記項3に記載の近赤外蛍光観察装置。

10

20

30

40

50

励起光減弱手段の作動により、術野観察手段に入射される励起光が低減されるので、励起光光源が点灯した場合においても鮮明な反射光画像を得ることができる。

【0072】

5. 被観察部位を拡大観察する手術用顕微鏡を備え、前記術野観察手段が手術用顕微鏡に設けられている付記項1から付記項4のいずれかに記載の近赤外蛍光観察装置。

6. 前記術野照明手段が、前記手術用顕微鏡に設けられている付記項5に記載の近赤外蛍光観察装置。

7. 前記術野照明手段が手術用無影灯である付記項1に記載の近赤外蛍光観察装置。

8. 前記術野観察手段の光軸と前記蛍光観察手段の光軸とが一致させられている付記項1から付記項7のいずれかに記載の近赤外蛍光観察装置。

10

【0073】

上記付記項に記載された近赤外蛍光観察装置の実施形態を図18から図20に示す。

図18に示された近赤外蛍光観察装置100は、手術室に備えられる無影灯(術野照明手段)101と、手術用顕微鏡102と、手術用顕微鏡102に備えられたCCDカメラ(術野観察手段)103と、励起光を発生する励起光光源104と、被観察部位Aから戻る蛍光を撮像する近赤外カメラ105とを備えている。図中符号106は手術用顕微鏡を移動自在に支持するアーム、符号107はカラーバランスを含む画像処理部、符号108は画像表示部である。

【0074】

また、本実施形態においては、無影灯101の光照射部全体を覆う近赤外カットフィルタ109が設けられ、近赤外カメラ105の前面には励起光カットフィルタ110が設けられている。また、CCDカメラ103の前面には、励起光光源104の動作状態に応じて抜き差しされる励起光減弱フィルタ111が配置されている。また、前記画像処理部のカラーバランスは、励起光光源104から励起光が出射されるのに連動して、有効に切替られるようになっている。図中符号112は近赤外カットフィルタである。

20

【0075】

このように構成された本実施形態に係る近赤外蛍光観察装置100によれば、無影灯101から発せられる近赤外光が、近赤外カットフィルタ109によりカットされるので、励起光光源104を作動させて近赤外カメラ105により蛍光観察を行う際に、無影灯101を点灯させておいても、近赤外カメラ105に撮像される蛍光に無影灯101からの近赤外光が混じることが防止され、鮮明な蛍光画像を得ることができる。また、CCDカメラ103による反射光の観察を行いながら蛍光観察を行うことができ、病変部の正確に特定することができる。また、その際に、無影灯101の消灯および点灯を繰り返す必要がないという利点がある。

30

【0076】

さらに、本実施形態に係る近赤外蛍光観察装置100によれば、励起光光源が励起光を出射しているときに連動して、CCDカメラ103の前面に励起光減弱フィルタ111が挿入され、また、カラーバランスが有効となるので、励起光光源が赤色の光を出射している場合においても、画像表示部108に表示される被観察部位Aにおける反射光の画像に含まれる励起光の影響を低減して画像を鮮明化することができるという利点がある。

40

【0077】

図19および図20に示す近赤外蛍光観察装置120は、図18において手術用顕微鏡102の外部に配置されていた近赤外カメラ105を手術用顕微鏡102内に収容して、CCDカメラ103と一致する光軸上に配置し、また、通常光源121と励起光光源104とを励起光反射ミラー122によって一致する光軸上に配置したものである。両光源104, 121の光軸もハーフミラー123によって手術用顕微鏡102の光軸に一致させられている。図中符号124は、励起光のオンオフによって切り替えられる励起光減弱フィルタである。励起光減弱フィルタ123は、例えば、図20に示すように、円板の半分に配置され、他の半分は励起光を減弱させないフィルタ124である。符号125は、励起光減弱フィルタを回転させるモータ、符号126は励起光カットフィルタ、符号127

50

はダイクロイックミラーである。

CCDカメラ103と近赤外カメラ105との光軸を一致させることで、同一方向から被観察部位Aを観察することができる。したがって、被観察部位Aにおける病変部等の注目部位の特定を精度よく行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡観察装置を示す全体構成図である。

【図2】図1の内視鏡観察装置の光源部に配置されるフィルタターレットを示す図である。

【図3】図1の内視鏡観察装置の位置決め部材の変形例を示す拡大断面図である。

10

【図4】図3の位置決め部材の一部を破断して示す斜視図である。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡観察装置を示す全体構成図である。

【図6】図5の内視鏡観察装置の画像表示部に設けられた目盛を説明する図である。

【図7】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡観察装置の画像処理部におけるキャリブレーション動作を説明する模式図である。

【図8】図7のキャリブレーションにより較正された変換関数を用いた内視鏡観察方法を説明するための模式図である。

【図9】図7の変形例によるキャリブレーション動作を説明する模式図である。

【図10】図9のキャリブレーションにより較正された変換関数を用いた内視鏡観察方法を説明するための模式図である。

20

【図11】図7の内視鏡観察装置とともに用いられるキャリブレーション用の基準ファントムの一例を示す斜視図である。

【図12】図11の基準ファントムの変形例を示す斜視図である。

【図13】図11の基準ファントムの他の変形例を示す縦断面図である。

【図14】線形的な変換関数を示すグラフである。

【図15】非線形的な変換関数の例を示すグラフである。

【図16】図7の内視鏡観察装置の画像処理部の変形例によるキャリブレーション動作を説明する模式図である。

【図17】図16のキャリブレーションにより構成された変換関数を用いた内視鏡観察方法を説明するための模式図である。

30

【図18】近赤外蛍光観察装置の一実施形態を説明する模式図である。

【図19】手術用顕微鏡に光源およびカメラを一体に搭載した近赤外蛍光観察装置を示す模式図である。

【図20】図19に使用されるフィルタの一例を示す図である。

【符号の説明】

【0079】

1 内視鏡観察装置

3 挿入部

5 画像表示部（濃度画像表示部）

11 拡散レンズ（投光部）

40

12 対物レンズ（受光部）

16 鉗子チャンネル（チャンネル）

17, 22 位置決め部材

17b ピン（突起部）

18 開口部（開口）

23 移動機構（位置調節機構）

29 目盛（突出量表示手段）

38 濃度算出手段（変換手段）

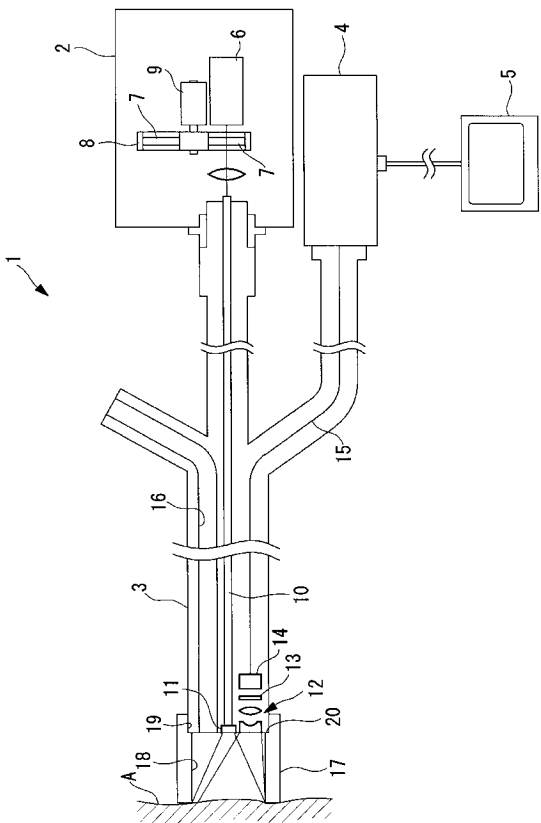
33, 33, 33 基準ファントム

34 濃度入力部（入力手段）

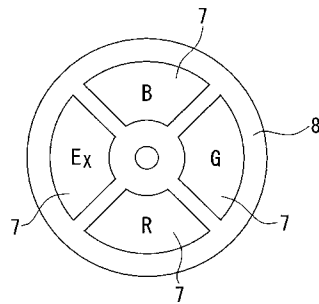
50

- 3 9 変換関数算出部 ( 較正手段 )
- 4 1 濃度インデックス
- 5 4 識別符号
- A 生体組織
- D<sub>F</sub> 濃度値
- F<sub>F</sub> 蛍光強度
- G 濃度分布画像
- k 変換関数

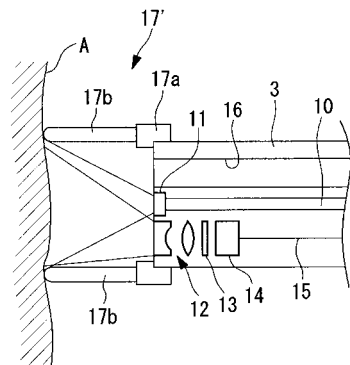
【 図 1 】



【 図 2 】

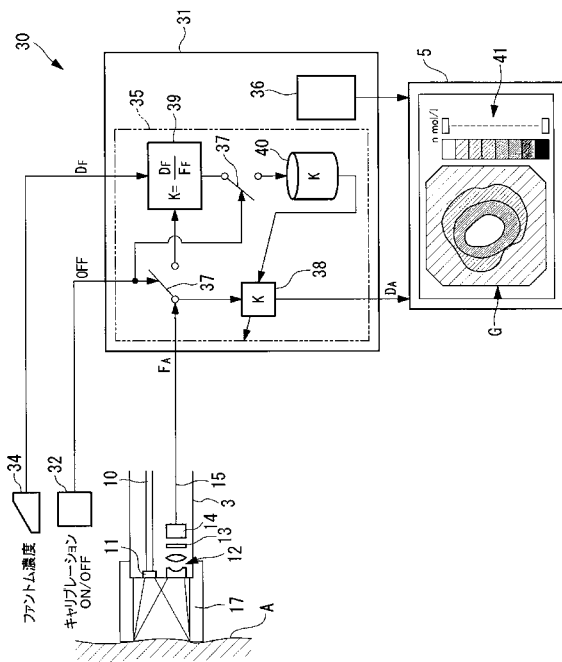


【 図 3 】

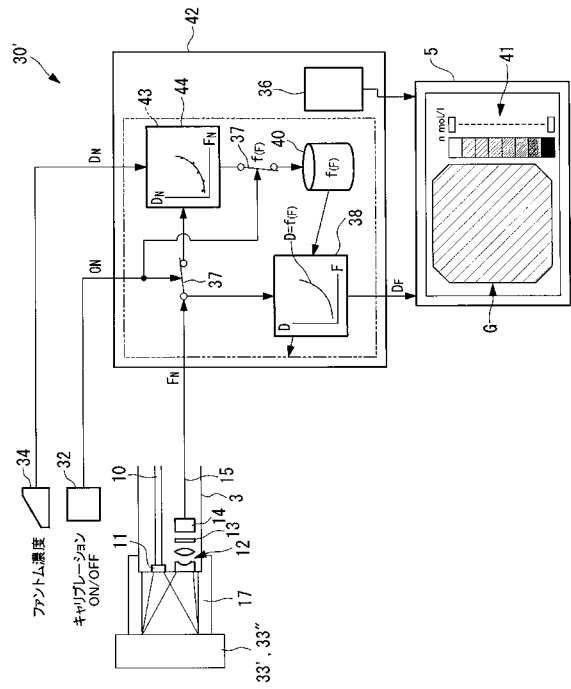




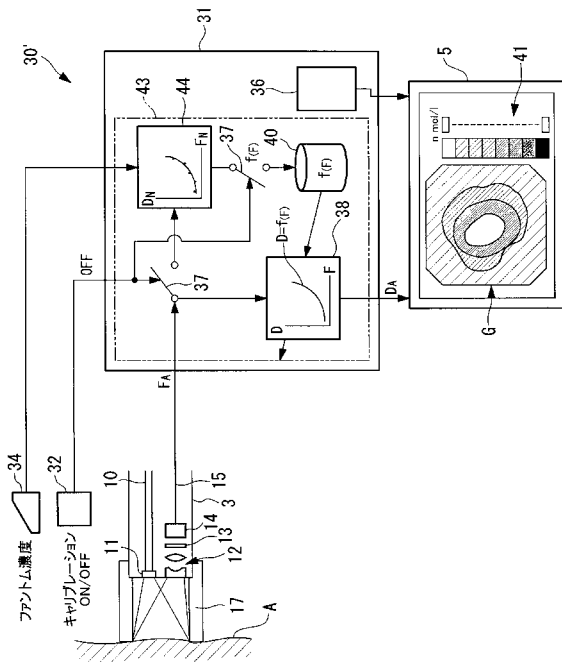
【 図 8 】



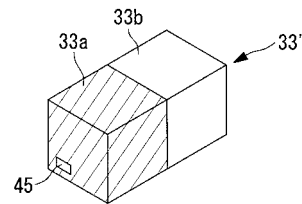
【 図 9 】



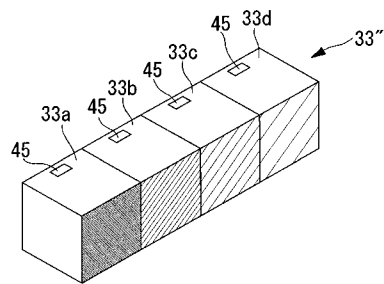
【 図 10 】



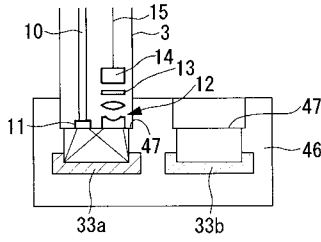
【 図 11 】



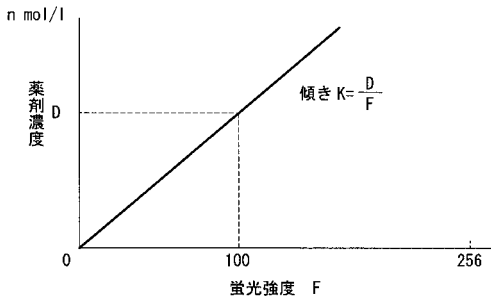
【 図 12 】



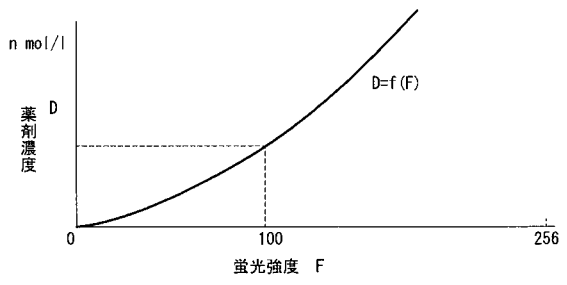
【 図 1 3 】



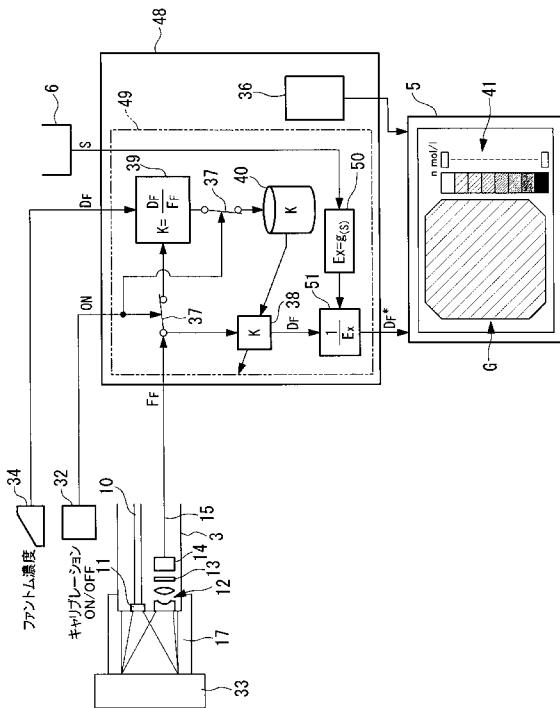
【 図 1 4 】



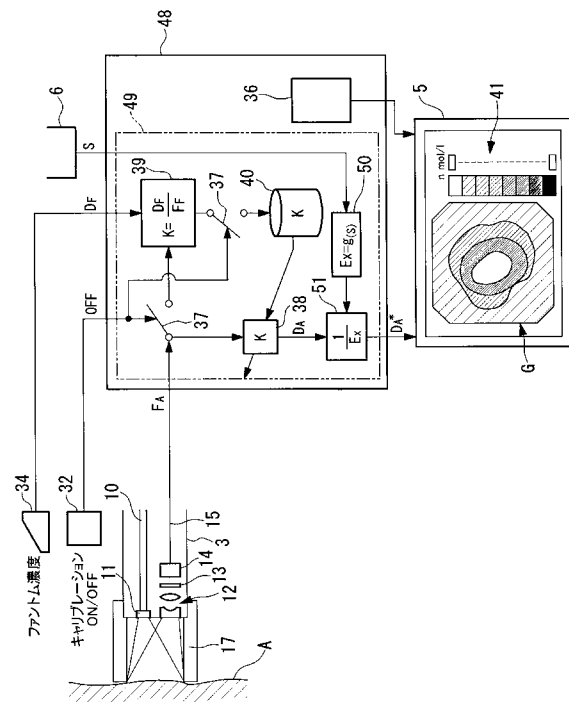
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】





专利名称(译)	内窥镜观察装置和内窥镜观察方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006043002A</a>	公开(公告)日	2006-02-16
申请号	JP2004226095	申请日	2004-08-02
[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		
[标]发明人	堀井章弘		
发明人	堀井 章弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/04.372 A61B1/00.511 A61B1/00.630 A61B1/00.650 A61B1/00.715 A61B1/045.622 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA23 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/FF37 4C061/FF40 4C061/GG15 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/SS21 4C061/WW15 4C061/WW17 4C061/YY13 4C161/AA23 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/FF37 4C161/FF40 4C161/GG15 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/WW15 4C161/WW17 4C161/YY13		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：不仅要定量荧光物质的存在，而且还要定量荧光物质的绝对量和高分辨率的细胞等的活性等。 解决方案：在插入到体腔中的插入部分3的顶端设置有一个光投射部分11，用于向生物组织A照射光，以及一个光接收部分12，用于接收来自生物组织A的返回光。用于对由光接收单元12接收的返回光进行成像的内窥镜观察设备1，该光接收单元12可拆卸地安装在插入单元3的远端并与生物体A接触，由此生物体A用于相对于定位工具（17）定位插入部分（3）的尖端的定位工具（17）被插入沿插入部分（3）形成的通道（16）中，并从插入部分（3）的尖端的开口缩回。提供一种具有可穿过的开口（18）的内窥镜观察装置（1）。

[选型图]图1

