

(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2005-87529

(P2005-87529A)

(43) 公開日 平成17年4月7日(2005.4.7)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

A61B 1/06

G02B 23/24

G02B 23/26

F I

A61B 1/00

A61B 1/00

A61B 1/06

G02B 23/24

G02B 23/26

334D

300D

A

B

B

テーマコード (参考)

2H040

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号

特願2003-326178 (P2003-326178)

(22) 出願日

平成15年9月18日 (2003.9.18)

(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 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) 2H040 BA09 BA12 BA13 CA02 CA09

CA11 CA23 DA03 DA15 DA18

DA22 DA56 DA57 GA02 GA11

4C061 BB02 CC06 DD03 GG01 GG15

HH54 NN01 QQ02 QQ04 RR05

RR06 RR26 WW17

(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ

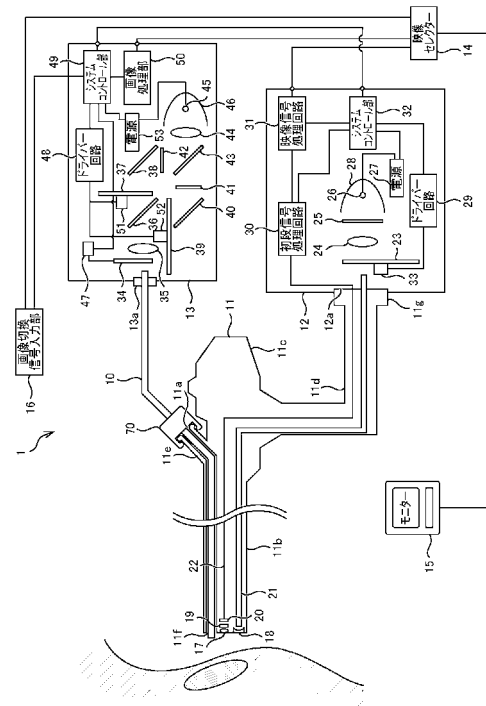
(57) 【要約】

【課題】

診断中に、内視鏡用励起光照射プローブを内視鏡の鉗子チャンネルに対して一定の位置に保つことができる内視鏡用励起光照射プローブ及び内視鏡システムを、提供する。

【解決手段】

ストッパー70は、電子内視鏡11の鉗子口11eに被せられる。そして、ストッパー70は、電子内視鏡11に対して固定される。このようにした後、内視鏡用励起光照射プローブ10は、ストッパー70を通され鉗子チャンネル11aへ挿入される。そして、内視鏡用励起光照射プローブ10の被覆チューブ63に形成された雄ネジ63aがストッパー70に形成された雌ネジ70aと当たると、術者は、この内視鏡用励起光照射プローブ10を回転させることにより両ネジ63a及び70aを互いに螺合させる。これにより、内視鏡用励起光照射プローブ10が、体腔内挿入部11bの先端面から若干突出した状態のまま、電子内視鏡11に対して固定される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡を通じて被検者の体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起された生体組織から発する自家蛍光による像を撮像する蛍光観察内視鏡システムであって、

被検者の体腔内に挿入される可撓管からなり被検体の像を形成する対物光学系をその先端に備えた体腔内挿入部、この体腔内挿入部の基端に固定された操作部、前記体腔内挿入部及び操作部内を引き通されてその先端が前記体腔内挿入部の先端近傍に開口するとともにその基端が前記操作部の表面に開口した鉗子チャンネル、及び、前記対物光学系によって形成された被検体の像を撮像する撮像装置を有する内視鏡と、

前記操作部表面における前記鉗子チャンネルの開口に略同軸に固定され、その内周面に雌ネジが形成された概略円筒形状を有するストッパーと、 10

その外周面における少なくとも一部に前記ストッパーの雌ネジと螺合する雄ネジが形成されているとともに、前記ストッパーの雌ネジと螺合した状態でその先端が前記鉗子チャンネルを貫通する長さ及び太さを有し、前記励起光をその基端から先端へ導光するライトガイドをその全長にわたって内蔵した内視鏡用励起光照射プローブとを備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像装置は、前記対物光学系によって形成された被検体の像を直接撮像するために、前記体腔内挿入部の先端近傍に内蔵されていることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察内視鏡システム。 20

【請求項 3】

前記対物光学系は、前記体腔内挿入部の先端面においてその軸方向と平行に開けられた穴に嵌め込まれているとともに、前記鉗子チャンネルの先端は、前記体腔内挿入部の先端面においてその軸方向と平行に開けられた穴を通じて開口していることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 4】

前記鉗子チャンネルの基端は、前記操作部の表面から突出しており、前記ストッパーは、前記鉗子チャンネルの基端に被せられた状態で固定されていることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察内視鏡システム。

【請求項 5】

前記ストッパーはゴム製であることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察内視鏡システム。 30

【請求項 6】

被検者の体腔内に挿入される可撓管からなり被検体の像を形成する対物光学系をその先端に備えた体腔内挿入部、この体腔内挿入部の基端に固定された操作部、及び、前記体腔内挿入部及び操作部内を引き通されてその先端が前記体腔内挿入部の先端近傍に開口するとともにその基端が前記操作部の表面に開口した鉗子チャンネルを備える内視鏡を通じて、生体組織を励起させて自家蛍光を発光させる励起光を被検者の体腔内に導入するための蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブであって、

前記内視鏡の前記操作部表面における前記鉗子チャンネルの開口に略同軸に固定され、その内周面に雌ネジが形成された概略円筒形状を有するストッパーと、 40

その外周面における少なくとも一部に前記ストッパーの雌ネジと螺合する雄ネジが形成されているとともに、前記励起光をその基端から先端へ導光するライトガイドをその全長にわたって内蔵したプローブ本体とからなることを特徴とする蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて被検者の体腔内を撮像して病変部位を示す映像信号を出力する蛍光観察内視鏡システム、及び、このような蛍光観察内視鏡シ 50

システムにおいて内視鏡とともに用いられる蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブに、関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内における病変した生体組織（癌，腫瘍）の診断の為に、内視鏡観察が行われている。しかし、病変の程度が軽い場合（早期の癌，早期の腫瘍）には、通常の内視鏡観察では病変の診断が困難であった。

【0003】

ところで、生体組織に対して特定波長の励起光を照射すると、その生体組織から蛍光が発せられることが知られている（このような蛍光のことを自家蛍光という）。さらに、このような病変した生体組織は正常な生体組織と比較して自家蛍光の強度が弱いことが、知られている。そこで、体腔内の生体組織に自家蛍光を発する為の励起光を照射し、生体組織の自家蛍光を撮像して、生体組織における病変部位の有無の診断に供される蛍光観察画像を表示する自家蛍光観察装置が、提案されている（特許文献1参照）。

10

【0004】

例えば、図5に示された従来の蛍光観察内視鏡システム5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ビデオプロセッサを備えた光源装置）を利用して、蛍光観察を可能としたものである。

【0005】

図5において、この蛍光観察内視鏡システム5は、一般的ハードウェア構成を備える電子内視鏡111、光源プロセッサ装置112及びモニター115と、電子内視鏡111の鉗子チャンネル111aに挿通される内視鏡用励起光照射プローブ110と、この内視鏡用励起光照射プローブ110の基端面に紫外帯域の励起光及び可視光帯域の参照光を交互に導入するとともにこれら光の導入に同期して光源プロセッサ装置112から得られた映像信号に対して画像処理を施すことによって病変部位を示す蛍光観察ビデオ信号を出力する光源装置113と、光源プロセッサ装置112から出力されたビデオ信号（通常の可視観察像を表すビデオ信号である通常観察ビデオ信号）又は光源装置113から出力された映像信号（蛍光観察ビデオ信号）の何れか一方を選択してモニター115に伝送する映像セレクター114とから、構成される。

20

30

【0006】

電子内視鏡111は、被検者の体腔内に挿入されるために可撓管から構成される体腔内挿入部111b、この体腔内挿入部111bの基端に取り付けられた操作部111c、及び、この操作部111cの側面から延出したライトガイド可撓管111dから、構成されている。そして、体腔内挿入部111bの先端面には、対物レンズ117及び配光レンズ118が嵌め込まれているとともに、鉗子チャンネル111aの先端開口部である鉗子口111fが開口している。体腔内挿入部111bの内部には、対物レンズ117の焦点位置に撮像素子120が組み込まれており、対物レンズ117と撮像素子120との間に励起光カットフィルター119が組み込まれている。さらに、体腔内挿入部111bの内部には、配光レンズ117に対向してライトガイド121の先端が配置されている。そして、撮像素子120が出力した映像信号を伝送する為の信号線122、及び、ライトガイド121は、ともに、体腔内挿入部111bから操作部111cを経て、ライトガイド可撓管111dの基端まで達している。また、操作部111cの他の側面には、上述した鉗子チャンネル111aの基端側開口部である鉗子口111eが備えられている。

40

【0007】

光源プロセッサ装置112のハウジング側面には、電子内視鏡111のライトガイド可撓管111dの基端が着脱自在に装着されるソケットが備えられている。

【0008】

そして、光源プロセッサ装置112の内部には、撮像素子120から信号線122を介して伝送された映像信号をビデオ信号へ変換するビデオプロセッサ（図示略）と、白色光

50

を発生しライトガイド 121 の基端にその白色光を入射する白色光光源装置（図示略）とが備えられている。このビデオプロセッサによって変換されたビデオ信号は、映像セレクター 114 へ出力される。

【0009】

内視鏡用励起光照射プローブ 110 は、多数の光ファイバーを束ねてシリコンチューブを被覆した構造を備えるとともに、鉗子チャンネル 111 a の長さよりも十分に長い全長を備えている。この内視鏡用励起光照射プローブ 110 の基端は、光源装置 113 内に挿入されて固定されている。そして、内視鏡用励起光照射プローブ 110 は、鉗子口 111 e から鉗子チャンネル 111 a 内に挿入され、その先端が鉗子口 111 f から若干突き出される。

10

【0010】

光源装置 113 は、励起光（紫外帯域）及び参照光（可視光帯域）を交互に発するとともに内視鏡用励起光照射プローブ 110 の基端にこれらの光を導入する励起光光源装置（図示略）と、光源プロセッサ装置 112 から転送された映像信号に対して画像処理を施すことによって病変部位を示す上記蛍光観察ビデオ信号へ変換する画像処理装置（図示略）とを、備えている。この光源装置 113 は、この励起光光源装置が駆動されている時には、光源プロセッサ装置 112 に対して、上述の白色光光源装置を停止させる指示を送る。

【0011】

上述の画像処理装置は、内視鏡用励起光照射プローブ 110 に参照光が入射されている間に受信した映像信号及び励起光が入射されている間に受信した映像信号の輝度値同士を各画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている全画素を特定色で表す映像信号（蛍光観察ビデオ信号）を生成し、映像セレクター 114 へ出力する。

20

【0012】

映像セレクター 114 は、光源プロセッサ装置 112、光源装置 113 及びモニター 115 に接続されている。この映像セレクター 114 は、上述したように、体腔内の通常の観察を行う場合には、光源プロセッサ装置 112 から出力される通常観察ビデオ信号を選択してモニター 115 へ伝送する。また、蛍光による観察を行う場合には、光源装置 113 から出力される蛍光観察ビデオ信号を選択してモニター 115 へ伝送する。

【0013】

モニター 115 は、伝送された通常観察ビデオ信号に基づくカラー画像（通常観察画像）又は蛍光観察ビデオ信号に基づく画像（蛍光観察画像）を表示する。

30

【0014】

術者は、このモニター 115 に表示された蛍光観察画像を見ることにより、特定色で示された箇所を病変部位として診断することができる。

【特許文献 1】特開 2002-51969

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

ところが、内視鏡用励起光照射プローブ 110 は、電子内視鏡 111 に対して固定されていないため、内視鏡用励起光照射プローブ 110 が鉗子チャンネル 111 a 内において軸方向に自由に移動してしまう問題がある。このようにして内視鏡用励起光照射プローブ 110 が移動してしまうと、たとえば電子内視鏡 111 の体腔内挿入部 111 b が体腔内において安定して保持されていたとしても、内視鏡用励起光照射プローブ 110 の先端が生体組織に対して近接又は離反してしまう。そして、内視鏡用励起光照射プローブ 110 の先端が生体組織に近づくように移動した場合には、励起光の照射範囲が狭くなってしまうと同時に生体組織表面における励起光の照度が高くなるため、照射範囲の内外において蛍光強度差が大きくなってしまう。この結果、照射範囲内に存在する本来病変部位として検出されるべき部位が、正常部位としてモニター 115 に表示されてしまうとともに、照射範囲外に存在する正常部位として検出されるべき部位が病変部位として検出される問題が生じる。そして、内視鏡用励起光照射プローブ 110 の先端が生体組織から遠ざかるよう

40

50

に移動した場合には、励起光の照射範囲が広がってしまい、励起光の生体組織表面における照度が低くなってしまう。この結果、正常部位と病変部位とを識別するために必要な蛍光強度の分布が得られず、病変部位を正確にモニター１１５に表示することができなくなる。

【００１６】

そこで、本発明の課題は、診断中に、内視鏡用励起光照射プローブを内視鏡の鉗子チャンネルに対して一定の位置に保つことができる蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１７】

10

本発明は、上記課題を解決するために、以下の構成を採用した。

【００１８】

即ち、本発明による蛍光観察内視鏡システムは、内視鏡を通じて被検者の体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起された生体組織から発する自家蛍光による像を撮像する蛍光観察内視鏡システムであって、被検者の体腔内に挿入される可撓管からなり被検体の像を形成する対物光学系をその先端に備えた体腔内挿入部、この体腔内挿入部の基端に固定された操作部、前記体腔内挿入部及び操作部内を引き通されてその先端が前記体腔内挿入部の先端近傍に開口するとともにその基端が前記操作部の表面に開口した鉗子チャンネル、及び、前記対物光学系によって形成された被検体の像を撮像する撮像装置を有する内視鏡と、前記操作部表面における前記鉗子チャンネルの開口に略同軸に固定され、その内周面に雌ネジが形成された概略円筒形状を有するストッパーと、その外周面における少なくとも一部に前記ストッパーの雌ネジと螺合する雄ネジが形成されているとともに、前記ストッパーの雌ネジと螺合した状態でその先端が前記鉗子チャンネルを貫通する長さ及び太さを有し、前記励起光をその基端から先端へ導光するライトガイドをその全長にわたって内蔵した内視鏡用励起光照射プローブとを、備えたことを特徴とする。

20

【００１９】

また、本発明による蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブは、被検者の体腔内に挿入される可撓管からなり被検体の像を形成する対物光学系をその先端に備えた体腔内挿入部、この体腔内挿入部の基端に固定された操作部、及び、前記体腔内挿入部及び操作部内を引き通されてその先端が前記体腔内挿入部の先端近傍に開口するとともにその基端が前記操作部の表面に開口した鉗子チャンネルを備える内視鏡を通じて、生体組織を励起させて自家蛍光を発光させる励起光を被検者の体腔内に導入するための蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブであって、前記内視鏡の前記操作部表面における前記鉗子チャンネルの開口に略同軸に固定され、その内周面に雌ネジが形成された概略円筒形状を有するストッパーと、その外周面における少なくとも一部に前記ストッパーの雌ネジと螺合する雄ネジが形成されているとともに、前記励起光をその基端から先端へ導光するライトガイドをその全長にわたって内蔵したプローブ本体とからなることを特徴とする。

30

【００２０】

このように構成されると、内視鏡用励起光照射プローブ（蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ）は、内視鏡の操作部表面における鉗子チャンネルの開口に固定されたストッパーを通されこの鉗子チャンネル内へ挿入される。そして、内視鏡用励起光照射プローブ（蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ）の雄ネジがストッパーの雌ネジと当たると、術者は、この内視鏡用励起光照射プローブ（蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ）を回転させることにより両ネジを互いに螺合させる。これにより、内視鏡用励起光照射プローブ（蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ）が、内視鏡の体腔内挿入部における鉗子チャンネルの開口に対して軸方向に位置決めされた状態で、内視鏡に対して固定される。

40

【発明の効果】

【００２１】

本発明の蛍光観察内視鏡システム及び蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブによると、診断中に、内視鏡用励起光照射プローブを内視鏡の鉗子チャンネルに対して一定の位置に

50

保つことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、図面を参照して本発明による蛍光観察内視鏡システムを実施するための最良の形態を説明する。

【0023】

図1は、本実施形態である蛍光観察内視鏡システム1の概略構成図である。蛍光観察内視鏡システム1は、内視鏡の一種である電子内視鏡11と、この電子内視鏡11のコネクタ11gが装着された光源プロセッサ装置12と、電子内視鏡11の鉗子口11eに被せられたストッパー70と、このストッパー70を通り電子内視鏡11の鉗子チャンネル11aに挿通される内視鏡用励起光照射プローブ10と、この内視鏡用励起光照射プローブ10の基端が装着されるとともに光源プロセッサ装置12に接続された光源装置13と、光源プロセッサ装置12及び光源装置13に接続された映像セレクター14と、光源装置13及び映像セレクター14に接続された画像切換信号入力部16と、映像セレクター14に接続されたモニター15とから、構成されている。以下、これらの説明を個別に行う。

10

【0024】

画像切換信号入力部16は、術者によって操作され、この蛍光観察内視鏡システム1の観察モードを通常観察モード又は蛍光観察モードに切り換えさせる信号を、映像セレクター14及び光源装置13へ入力する。さらに、この光源装置13は、この観察モードを切り換える信号を、光源プロセッサ装置12へ転送する。

20

【0025】

電子内視鏡11は、図1ではその内部構成を示すために模式化されているが、被検者の体腔内に挿入される体腔内挿入部11b、この体腔内挿入部11bの基端に取り付けられた操作部11c、この操作部11cから延出したライトガイド可撓管11d及びこのライトガイド可撓管11dの基端に取り付けられた上述したコネクタ11gから、構成される。

【0026】

そして、体腔内挿入部11bの先端には、少なくとも三つの貫通孔が穿たれており、そのうちの一对の貫通孔には、正のパワーを有するレンズ群である対物光学系17及び負レンズからなる配光レンズ18が、夫々、嵌め込まれている。そして、他の1つの貫通孔は、鉗子口11fとして利用される。また、この体腔内挿入部11bの内部には、対物光学系17の前方における所定距離だけ離れた位置にある被検物の当該対物光学系17による実像を撮像する撮像素子（カラーCCD、即ち、カラー撮像素子）20が、配置されている。さらに、対物光学系17と撮像素子20の間には、被検体から反射される励起光（紫外帯域の光）を遮断するための励起光カットフィルター19が配置されている。

30

【0027】

また、この体腔内挿入部11bの先端部（撮像素子20が収容されている箇所）は、硬質部材から構成されているが、それよりも操作部11c側の部分は、可撓性を備える構造を備えている。さらに、この可撓性を備える部分のうち先端側の所定長さの範囲は、体腔内挿入部11bの中心軸に直交する軸を中心に互いに傾動自在に接続されたセグメント（図示略）が組み込まれた湾曲部として、構成されている。

40

【0028】

操作部11cには、この湾曲部の最前のセグメントにその先端が取着された複数（2又は4）本のワイヤーを選択的に引き込むことによって湾曲部を任意の方向に任意の角度湾曲させることができるノブ（図示略）が備えられている。この操作部11cにおける体腔内挿入部11bと接続している側の側面には、円筒状の上述した鉗子口11eが、操作部11c側に傾いて突出している。この鉗子口11eの先端部（フランジ部）の外径は、鉗子口11eの基端部の外径より若干大きく形成されている。そして、この鉗子口11eから体腔内挿入部11bを引き通されて鉗子口11fに繋がる細孔が、上述した鉗子チャン

50

ネル 11a として利用される。

【0029】

上述した体腔内挿入部 11b の先端から操作部 11c, ライトガイド可撓管 11d を経てコネクタ 11g に至る管路内には、後述する光源プロセッサ装置 12 によって入射された光を導光するためのライトガイドファイババンドル（以下、「ライトガイド」という）21 及び撮像素子 20 から出力された映像信号を光源プロセッサ装置 12 に伝送する映像信号線 22 が、夫々引き通されている。なお、ライトガイド 21 の射出端は、そこから射出された照明光が、配光レンズ 18 を通じて、対物光学系 17 及び撮像素子 20 による画角よりも若干大きい配光角にて発散される位置に、固定されている。

【0030】

コネクタ 11g の基端面には、ライトガイド 21 の入射端が垂直に突出して固定されているとともに、映像信号線 22 や図示せぬ各種信号線に夫々導通している多数の電極からなる電気コネクタ（図示略）が備えられている。

【0031】

光源プロセッサ装置 12 のハウジングの側面には、電子内視鏡 11 のコネクタ 11g の先端が嵌め込まれるコネクタ受け 12a が、形成されている。このコネクタ受け 12a 内には、コネクタ 11g がこのコネクタ受け 12a に装着されたときに、図示せぬ電気コネクタ中の各種電極に夫々接触する多数の電極からなるソケット及びライトガイド 21 の基端が挿入される保持孔が、備えられている。

【0032】

この光源プロセッサ装置 12 内には、初段信号処理回路 30 と、この初段信号処理回路 30 に接続された映像信号処理回路 31 と、これら初段信号処理回路 30 及び映像信号処理回路 31 に夫々接続されたシステムコントロール部 32 と、このシステムコントロール部 32 に接続されたドライバ回路 29 及びこのドライバ回路 29 に接続されたモーター 33 と、システムコントロール部 32 に接続された電源 27 とが、主要電気部品として内蔵されている。なお、電子内視鏡 11 のコネクタ 11g が光源プロセッサ装置 12 のコネクタ受け 12a に装着された状態においては、撮像素子 20 は、映像信号線 22 を通じて初段信号処理回路 30 に接続される。また、映像信号処理回路 31 は、映像セレクター 14 と接続される。また、システムコントロール部 32 は、後述する光源装置 13 内のシステムコントロール部 49 と接続される。

【0033】

さらに、光源プロセッサ装置 12 内には、コネクタ受け 12a に装着されたコネクタ 11g から突出したライトガイド 21 の延長線に沿って、上述したモーター 33 によって回転駆動される RGB 回転ホイール 23, 集光レンズ 24, 赤外カットフィルター 25, 上述した電源 27 に接続されたランプ 26 及び回転楕円面形状のリフレクタ 28 が、内蔵されている。

【0034】

システムコントロール部 32 は、電源 27 に対してランプ 26 を点灯させる駆動電力を供給させ、光源装置 13 内のシステムコントロール部 49 を介して伝送される画像切換信号入力部 16 からの入力信号によって指示される動作モードに従って各ブロック（初段信号処理回路 30, 映像信号処理回路 31, 電源 27 及びドライバ回路 29）の動作を、

【0035】

ランプ 26 は、電源 27 から供給される電力によって照明光（白色光）を発光する。そして、リフレクタ 28 は、ランプ 26 から発せられた照明光（白色光）を平行光として反射する。赤外カットフィルター 25 は、ランプ 26 から発せられリフレクタ 28 によって平行光として反射された照明光（白色光）から赤外帯域成分のみを遮断する光学フィルターである。

【0036】

集光レンズ 24 は、赤外カットフィルター 25 を透過した照明光をライトガイド 21 の

10

20

30

40

50

基端面に集光して入射させる。

【0037】

モーター33は、集光レンズ24の光軸と平行な方向にその駆動軸を向けた状態に固定されている。このモーター33の駆動軸に固定されたRGB回転ホイール23は、夫々中心角が120度である扇形の赤、緑、青各色のフィルターが同一円周上に嵌め込まれた円板であり、その中心がモーター33の駆動軸上に配置されている。このRGB回転ホイール23は、ドライバー回路29から供給される電力によって駆動するモーター33によって、各フィルターが白色光の光路中に順次挿入されるように回転駆動される。なお、ドライバー回路29はシステムコントロール部32から受信したタイミング信号通りにモーター33を回転させているため、システムコントロール部32は、現時点においてどの色のフィルターが照明光の光路に挿入されているか（即ち、どの色の光がライトガイド21に入射されているか）を、認識している。

【0038】

初段信号処理回路30は、映像信号線22を通じて撮像素子20から入力される映像信号を受信して、その形式をアナログ信号からデジタル信号に変更するとともに、 γ 補正等の処理を施して映像信号処理回路31へ出力する。

【0039】

映像信号処理回路31は、赤色光、緑色光及び青色光が夫々ライトガイド21に入射されている期間に夫々初段信号処理回路30から入力された3フィールドの映像信号に基づいてRGBカラー信号からなる画像信号（通常観察画像信号）を合成し、さらに、モニター15の要求する形式に変換して出力する回路である。なお、蛍光観察モードが選択されている時には、初段信号処理回路30から入力された処理前の信号は、システムコントロール部32によって、そのまま光源装置13へ転送される。

【0040】

光源装置13のハウジングの側面には、内視鏡用励起光照射プローブ10の基端を保持するコネクタ受け13aが、形成されている。このコネクタ受け13a内には、内視鏡用励起光照射プローブ10の基端が挿入される保持孔が備えられている。

【0041】

この光源装置13内には、画像処理部50と、この画像処理部50に接続されたシステムコントロール部49と、このシステムコントロール部49に接続されたドライバー回路48と、このドライバー回路48に接続された第1モーター51及び第2モーター52と、システムコントロール部49に接続されたソレノイド47と、システムコントロール部49に接続された電源53とが、主要電気部品として内蔵されている。なお、上述のように、光源装置13内のシステムコントロール部49は光源プロセッサ装置12内のシステムコントロール部32に接続される。さらに、このシステムコントロール部49は、画像切換信号入力部16と接続される。また、画像処理部50は、映像セレクター14に接続される。

【0042】

さらに、光源装置13内には、コネクタ受け13aに挿入された内視鏡用励起光照射プローブ10の延長線上に沿って順番に、上述したソレノイド47に接続されたシャッター34及び集光レンズ35が配置されている。この集光レンズ35の光軸上には、さらに、当該光軸に対して45度傾いて配置された参照光反射ミラー36、上述した第1モーター51に接続された第1回転シャッター37及び参照光反射ミラー36と平行な第1全反射ミラー38が、順番に配置されている。この第1全反射ミラー38によって90度折り曲げられた光軸上には、励起光透過フィルター42及び励起光反射ミラー43が、順番に配置されている。一方、参照光反射ミラー36によって90度折り曲げられた光軸上には、上述した第2モーター52に接続された第2回転シャッター39及び参照光反射ミラー36と平行な第2全反射ミラー40が、順番に配置されている。この第2全反射ミラー40によって90度折り曲げられた光軸上には、参照光透過フィルター41、上記励起光反射ミラー43、コリメータレンズ44、上述した電源53と接続されたランプ45及び半球

状のリフレクタ４６が、順番に配置されている。

【００４３】

システムコントロール部４９は、電源５３に対してランプ４５を点灯させる駆動電力を供給させ、画像切換信号入力部１６からの入力信号によって指示される動作モードに従って各ブロック（ドライバ回路４８，画像処理部５０及び電源５３）の動作を制御する。

【００４４】

ランプ４５は、電源５３から供給される電力によって励起光及び参照光を含む光を発する。そして、リフレクタ４６はランプ４５から後方へ発した光束を１８０度折り返すミラーである。そして、コリメータレンズ４４は、ランプ４５から発せられリフレクタ４６によって反射された光を平行光束へ変換するレンズである。

10

【００４５】

励起光反射ミラー４３は、コリメータレンズ４４から射出された平行光束のうち紫外光成分を反射するとともに他の波長域の光を透過するダイクロイックミラーである。励起光透過フィルター４２は、励起光反射ミラー４３によって反射された紫外光成分のうち自家蛍光を生じさせるのに適切な波長域成分（励起光）のみを透過するフィルターである。第１全反射ミラー３８は、励起光透過フィルター４２を透過した光を全て反射するミラーである。第１回転シャッター３７は、第１全反射ミラー３８によって反射された励起光を１／２周期づつ断続的に通過させるロータリーシャッターである。

【００４６】

参照光透過フィルター４１は、励起光反射ミラー４３を透過した波長域の光のうち赤色成分（参照光）のみを透過するフィルターである。第２全反射ミラー４０は、参照光透過フィルター４１を透過した光を全て反射するミラーである。第２回転シャッター３９は、第２全反射ミラー４０によって反射された参照光を１／２周期づつ断続的に通過させるロータリーシャッターである。

20

【００４７】

参照光反射ミラー３６は、第２全反射ミラー４０によって反射された参照光を反射するとともに第１全反射ミラー３８によって反射された励起光を透過するダイクロイックミラーである。集光レンズ３５は、平行光束として入射した励起光及び参照光を夫々内視鏡用励起光照射プローブ１０の基端面に集光するレンズである。シャッター３４は、ソレノイド４７によって集光レンズ３５と内視鏡用励起光照射プローブ１０との間の光路に挿脱されることにより、励起光及び参照光の内視鏡用励起光照射プローブ１０への入射を選択的に遮断する。なお、上述した第１回転シャッター３７及び第２回転シャッター３９が相互に１／２周期ずれた位相差にて同期回転するように、第１モーター５１及び第２モーター５２が、ドライバ回路４８によって駆動される。

30

【００４８】

画像切換信号入力部１６によって通常観察モードが指示されたときには、システムコントロール部４９は、ソレノイド４７を駆動させシャッター３４を光路上に挿入させて励起光及び参照光を遮光する。

【００４９】

一方、画像切換信号入力部１６によって蛍光観察モードが指示されたときには、システムコントロール部４９は、ソレノイド４７を駆動させシャッター３４を光路上から退避させて励起光及び参照光を内視鏡用励起光照射プローブ１０へ入射させる。さらに、システムコントロール部４９は、光源プロセッサ装置１２内のシステムコントロール部３２に対して、電源２７からランプ２６への電力供給を止めさせる指示を送る。そして、光源プロセッサ装置１２から受信した映像信号を画像処理部５０に転送して画像処理を行わせる。

40

【００５０】

この画像処理部５０は、内視鏡用励起光照射プローブ１０に励起光が入射されている間に受信した映像信号及び参照光が入射されている間に受信した映像信号の輝度同士を各画素毎に比較し、前者に対する後者の比率が所定値を超える画素を、病変部位を示す画素として特定する。そして、特定した画素のみが特定色として表された映像信号（蛍光観察画

50

像信号)を生成し、モニター15の要求する形式に変換して出力する。

【0051】

内視鏡用励起光照射プローブ10は、図2に示されるように、ファイバーバンドル61と、このファイバーバンドル61の先端に配置されたカバーガラス62と、このカバーガラス62及びファイバーバンドル61を被覆する被覆チューブ63と、ファイバーバンドル61の基端に配置されたコンデンサレンズ64と、このコンデンサレンズ64及びファイバーバンドル61の基端近傍を覆うコネクタ65とから、構成されている。

【0052】

ファイバーバンドル61は、多本数の光ファイバーを束ねたものであり、その基端に入射された光を先端から射出する機能を備えている。

【0053】

カバーガラス62は、体腔内の体液からの汚れからファイバーバンドル61の先端を保護するとともに、ファイバーバンドル61の先端から射出される光を透過する。

【0054】

被覆チューブ63は、体腔内の体液からの汚れからファイバーバンドル61の側面を保護するシリコン素材によって作られている。そして、この被覆チューブ63の外周面には、雄ネジ63aが形成されている(図3参照)。なお、この雄ネジ63aは、内視鏡用励起光照射プローブ10の先端を鉗子口11fから若干突出させた状態において、この内視鏡用励起光照射プローブ10における鉗子口11eの開口部に位置する箇所の周辺のみ形成されている。

【0055】

コンデンサレンズ64は、集光レンズ35から放射された励起光及び参照光を、ファイバーバンドル61内に効果的に入射させるためのレンズである。

【0056】

コネクタ65は、段付きの概略円筒状の形状を有しており、基端側(コンデンサレンズ64が配置されている側)における外径が、先端側(コンデンサレンズ64が配置される側とは反対側)の外径より小さくなるように形成されている。また、コネクタ65の内径は、ファイバーバンドル61全体の外径とほぼ同径となるように、形成されている。さらに、このコネクタ65における最先端のみ、その内径が、被覆チューブ63の外径とほぼ同径となるように拡大している。そして、この内径が拡大している部分に、被覆チューブ63の基端が挿入されて固定されている。このコネクタ65は、硬質材料から作られており、光源装置13のコネクタ受け13aに対して、着脱自在に嵌め込まれる。また、コネクタ65は、光源装置13に対し回動可能となるように、コネクタ受け13aに取り付けられることが望ましい。

【0057】

通常使用される鉗子栓の代わりに鉗子口11eに装着されたストッパー70は、図2及び図3に示すように、内側に雌ネジ70aが形成された概略円筒形状を有している。このストッパー70に形成された雌ネジ70aは、ストッパー70の外端から略2/3の距離まで形成されており、上述の内視鏡用励起光照射プローブ10の被覆チューブ63に形成された雄ネジ63aと螺合するように作られている。また、このストッパー70における残りの1/3の部分の内径は、電子内視鏡11の鉗子口11eにおける先端のフランジ部の外径よりわずかに小さく作られている。さらに、このストッパー70の内端には、その内径が鉗子口11eの基端部の外径よりも若干小さく作られた、取り付け部70bが形成されている。なお、このストッパー70は硬質ゴムから作られており、取り付け部70bは押し広げることができる。

【0058】

このストッパー70は、取り付け部70bを押し広げられた状態のまま、電子内視鏡11の鉗子口11eに被せられる。そして、取り付け部70bが鉗子口11eのフランジ部を乗り越えると元の形状に戻るため、ストッパー70は電子内視鏡11に対して固定される。このようにした後、内視鏡用励起光照射プローブ10は、ストッパー70を通され鉗

10

20

30

40

50

子チャンネル 11a へ挿入される。そして、内視鏡用励起光照射プローブ 10 の被覆チューブ 63 における雄ネジ 63a がストッパー 70 の雌ネジ 70a と当たると、術者は、この内視鏡用励起光照射プローブ 10 を回転させることにより両ネジ 63a 及び 70a を互いに螺合させる。これにより、内視鏡用励起光照射プローブ 10 が、体腔内挿入部 11b の先端面から若干突出した状態のまま、電子内視鏡 11 に対して固定される。

【0059】

また、図 4 に示すように、この内視鏡用励起光照射プローブ 10 をストッパー 70 に対して適宜回転させてその相対位置を前後させることにより、内視鏡用励起光照射プローブ 10 の鉗子口 11f からの突出量を簡単に調整することができる。

【0060】

映像セクター 14 は、画像切換信号入力部 16 からの指示により、通常観察モードが選択されている場合は光源プロセッサ装置 12 の画像信号処理回路 31 から出力される画像信号をモニター 15 へ転送し、蛍光観察モードが選択されている場合は光源装置 13 の画像処理部 50 から出力される画像信号をモニター 15 へ転送する。

【0061】

モニター 15 は、映像セクター 14 から伝送される映像信号に基づいた映像を表示する。

【0062】

以上のように構成された本実施形態の蛍光観察内視鏡システム 1 を使用すると、術者は、画像切換信号入力部 16 を操作することによって、光源装置 13 内のシステムコントロール部 49 を介して、光源プロセッサ装置 12 内のシステムコントロール部 32 に対して、通常観察モードに切り換える旨の切換信号を入力させる。すると、システムコントロール部 32 からの指示に応じて、電源 27 がランプ 26 に駆動電力を供給して照明光（白色光）を射出させるとともに、ドライバ回路 29 がモーター 33 を駆動して、RGB 回転ホイール 23 を回転させる。すると、ライトガイド 21 には、順次、赤色、緑色及び青色の光が入射されるようになる。この状態のまま、術者は、電子内視鏡 11 の体腔内挿入部 11b を被検者の体腔内に挿入し、その先端面を被検体（生体組織）に対向させる。

【0063】

すると、赤色、緑色及び青色の光の反射光による被検体の像が対物光学系 17 によって夫々形成されて、夫々撮像素子 20 によって撮像され、夫々映像信号に変換される。これらの映像信号は、夫々初段信号処理回路 30 によって所定の処理を施され、映像信号処理回路 31 へ伝送される。この映像信号処理回路 31 は、これらの映像信号から RGB カラー信号からなる通常観察画像信号を合成し、映像セクター 14 を介してモニター 15 へ、この通常観察画像信号を出力する。その結果、モニター 15 上には、電子内視鏡 11 によって撮像された被検体の体腔内の通常観察画像が、カラー画像として表示される。

【0064】

この通常観察画像を見た術者は、被検体に対して病変の疑いをもった時には、画像切換信号入力部 16 を操作することによって、光源装置 13 内のシステムコントロール部 49 に対して蛍光観察モードに切り換える旨の切換信号を入力させる。すると、システムコントロール部 49 からの指示に応じて、電源 53 がランプ 45 に駆動電力を供給して励起光と参照光を含む光を射出させるとともに、ソレノイド 47 が駆動してシャッター 34 を励起光及び参照光の光路から退避させ、ドライバ回路 48 が第 1 モーター 51 及び第 2 モーター 52 を駆動して第 1 回転シャッター 37 及び第 2 回転シャッター 39 を回転させ、さらに、光源プロセッサ装置 12 内のシステムコントロール部 32 に電源 27 からランプ 26 への駆動電力の供給を止めさせる指示を出させる。すると、ライトガイド 21 への照明光は入射されなくなり、内視鏡用励起光照射プローブ 10 には、順次、励起光及び参照光が入射される。

【0065】

この内視鏡用励起光照射プローブ 10 を通じて励起光が照射された被検体は、蛍光を発し、この蛍光は、被検体表面での励起光の反射光とともに、対物光学系 17 に入射する。

10

20

30

40

50

但し、励起光の反射光は励起光カットフィルター１９によって遮断されるため、蛍光のみによる被検体の像が、対物光学系１７によって結像され、撮像素子２０によって映像信号（自家蛍光映像信号）に変換される。この自家蛍光映像信号は、初段信号処理回路３０によって所定の処理を施され、映像信号処理回路３１及びシステムコントロール部３２を通過して、画像処理部５０へ転送される。

【００６６】

続いて、参照光が被検体に照射されると、この参照光の反射光による被検体の像が、対物光学系１７によって結像されて、撮像素子２０に撮像され、映像信号（参照光映像信号）に変換される。この参照光映像信号は、初段信号処理回路３０によって所定の処理を施され、映像信号処理回路３１及びシステムコントロール部３２を通過して、画像処理部５

10

【００６７】

この画像処理部５０は、上述の自家蛍光映像信号及び参照光映像信号同士を各画素毎に比較し、特定した画素のみが特定色として表された画像信号（自家蛍光診断用画像信号）を生成する。そして、この自家蛍光診断用画像信号は、モニター１５の要求する形式に変換され、映像セレクター１４を介してモニター１５へ入力される。

【００６８】

この結果、モニター１５上には、電子内視鏡１１によって撮像された被検体の病変部位が特定色にて示された自家蛍光診断用画像が、表示される。

【００６９】

以上説明したように、本実施形態の蛍光観察内視鏡システム１によると、電子内視鏡１１に対して内視鏡用励起光照射プローブ１０が鉗子チャンネル１１ａの中で軸方向に動かないよう固定されるため、被検体表面における励起光が照射される範囲及びこの被検体表面における励起光の照度を一定に保つことができる。そのため、被検体から発せられる自家蛍光の強度及びその分布は、一定となる。

20

【００７０】

また、術者は、電子内視鏡１１の体腔内挿入部１１ｂの先端と被検体との距離を一定に保ったまま被検体から発せられる自家蛍光強度を調整したい場合には、内視鏡用励起光照射プローブ１０をストッパー７０に対して回転させることにより、内視鏡用励起光照射プローブ１０の先端の位置を体腔内挿入部１１ｂの先端面に対して調整する。この結果、励

30

【００７１】

例えば、両ネジ６３ａ及び７０ａが右ネジであるならば、術者は、自家蛍光強度を強くしたい場合には、内視鏡用励起光照射プローブ１０をストッパー７０に対して時計方向に回転させ、内視鏡用励起光照射プローブ１０の先端を鉗子口１１ｆからさらに突出させる。この結果、励起光の照射範囲が狭くなるため、被検体表面における励起光のパワー密度が大きくなり、自家蛍光の強度が強くなる。

【００７２】

逆に、術者は、自家蛍光強度を弱くしたい場合には、内視鏡用励起光照射プローブ１０をストッパー７０に対して反時計方向に回転させ、内視鏡用励起光照射プローブ１０の先端を鉗子口１１ｆ側へ引き戻す。この結果、励起光の照射範囲が広くなるため、被検体表面における励起光のパワー密度が小さくなり、自家蛍光の強度が弱くなる。

40

【００７３】

なお、このように内視鏡用励起光照射プローブ１０の先端の位置を、体腔内挿入部１１ｂの先端面に対して調整した後であっても、ストッパー７０と内視鏡用励起光照射プローブ１０との螺合がはずれていなければ、内視鏡用励起光照射プローブ１０は鉗子チャンネル１１ａに対して保持される。

【図面の簡単な説明】

【００７４】

50

【図１】本発明の実施の形態である蛍光観察内視鏡システムの構成図
 【図２】蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ及びストッパーの断面図
 【図３】蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブ及びストッパーの分解図
 【図４】蛍光観察内視鏡用励起光照射プローブの動作説明図
 【図５】従来の蛍光観察内視鏡システムの構成図

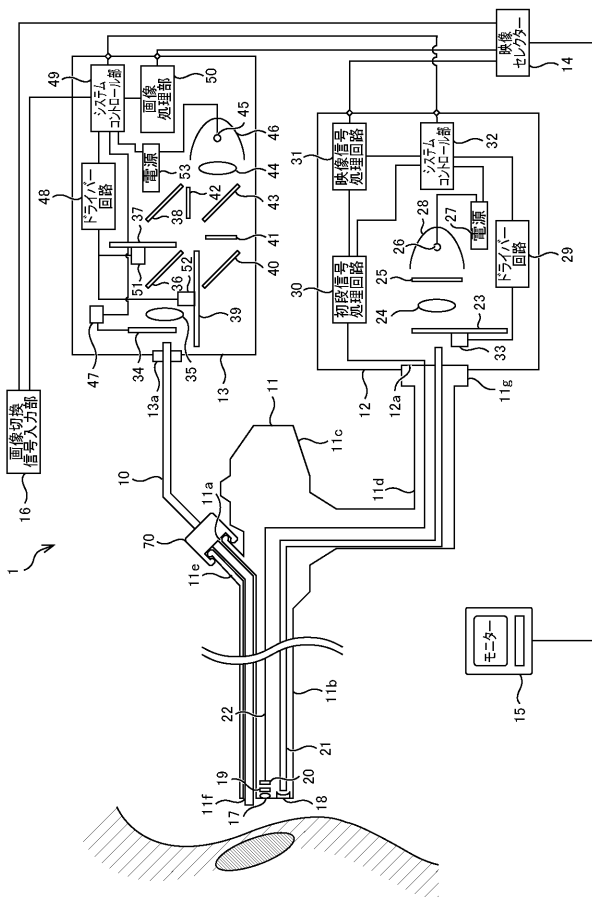
【符号の説明】

【 0 0 7 5 】

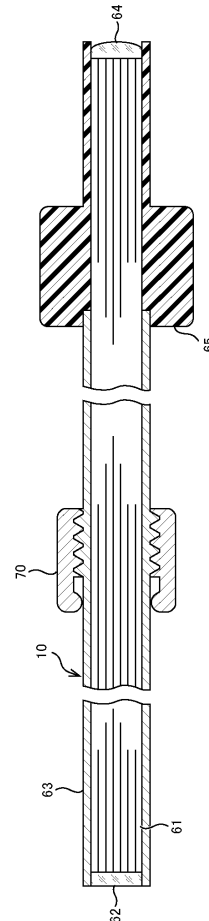
- | | |
|-------|---------------|
| 1 0 | 内視鏡用励起光照射プローブ |
| 1 1 | 内視鏡 |
| 1 1 a | 鉗子チャンネル |
| 6 3 a | 雄ネジ |
| 7 0 | ストッパー |
| 7 0 a | 雌ネジ |

10

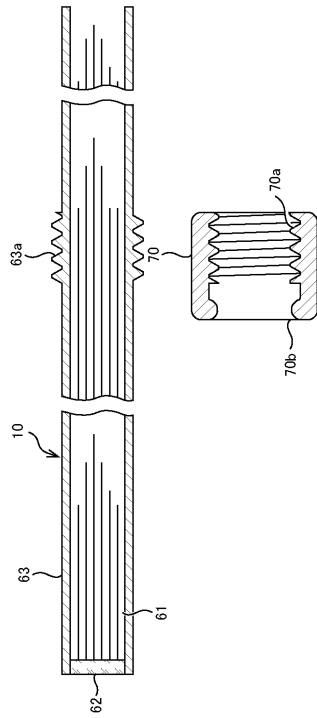
【図 1】



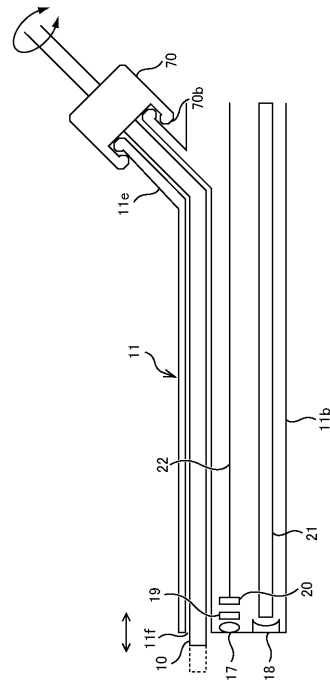
【図 2】



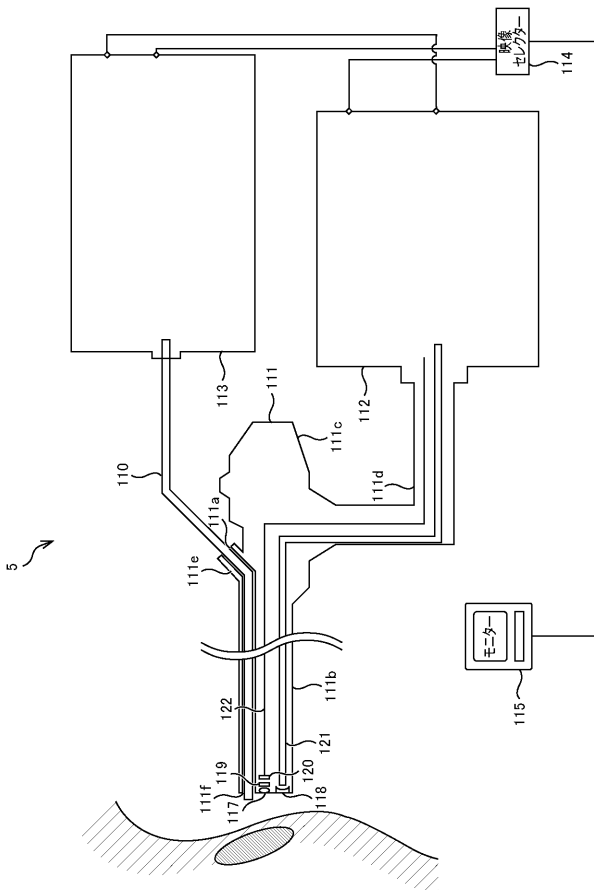
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

【要約の続き】

【選択図】 図1

专利名称(译)	用于荧光观察内窥镜的荧光观察内窥镜系统和激发光照射探针		
公开(公告)号	JP2005087529A	公开(公告)日	2005-04-07
申请号	JP2003326178	申请日	2003-09-18
[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	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.334.D A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/018.512 A61B1/018.515 A61B1/06.511 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA12 2H040/BA13 2H040/CA02 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA15 2H040/DA18 2H040/DA22 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/GG15 4C061/HH54 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR05 4C061/RR06 4C061/RR26 4C061/WW17 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/GG15 4C161/HH54 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR05 4C161/RR06 4C161/RR26 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 提供一种内窥镜激发光照射探针和能够在诊断期间将内窥镜激发光照射探针相对于内窥镜的镊子通道保持在恒定位置的内窥镜系统。[解决方案] 挡块70覆盖电子内窥镜11的钳子口11e。然后，将制动器70固定到电子内窥镜11。之后，使内窥镜激发光照射探头10穿过塞子70，并插入到钳子通道11a中。然后，当形成在内窥镜激发光照射探头10的覆盖管63上的外螺纹63a碰到形成在塞子70上的内螺纹70a时，操作者将看到内窥镜激发光照射探头10。螺钉63a和70a通过旋转而拧在一起。结果，内窥镜激发光照射探头10以从体腔插入部11b的顶端面稍微突出的状态固定于电子内窥镜11。[选型图]图1

