

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 190091

(P2003 - 190091A)

(43)公開日 平成15年7月8日(2003.7.8)

(51) Int.CI ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [®] (参考)
A 6 1 B 1/06 1/00	300	A 6 1 B 1/06 1/00	B 4 C 0 6 1 300 Y

審査請求 未請求 請求項の数 70 L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 393815(P2001 - 393815)

(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

(22)出願日 平成13年12月26日(2001.12.26)

(72)発明者 中村 哲也

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学
工業株式会社内

(74)代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

F ターム (参考) 4C061 BB05 BB08 CC06 FF40 GG01

HH54 LL02 NN01 QQ04 QQ06

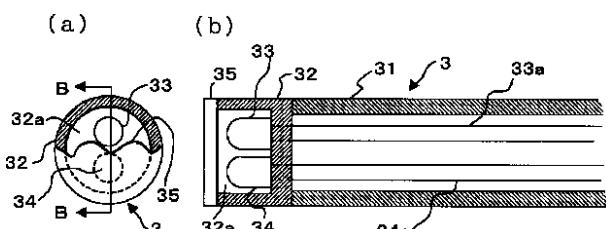
QQ07 RR03 WW04 WW08 WW17

(54)【発明の名称】 蛍光観察用照明プローブ、電子内視鏡システム及び電子内視鏡

(57)【要約】

【課題】 構造が簡単であり小型且つ軽量で運搬及び配置に容易な為に診察に適当な場所が広く選ばれ、且つ、医療費抑制に貢献する蛍光観察用電子内視鏡システムに、用いられる蛍光観察用照明プローブを提供する。

【解決手段】 長尺な略円筒形状を有するチューブ31と、チューブ31の先端を封止するキャップ32と、キャップ32の凹部32a内に固定された一対の発光素子33, 34と、各発光素子33, 34に夫々接続されているリード線33a, 34aと、キャップ32の凹部32aを封止する蓋35とから構成されているプローブ3を用いた。リード線33a, 34aに駆動電流が交互に供給されると、発光素子33は、被検体の生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる励起光を、発光素子34は、前記被検体を照明する可視光を、交互に発光する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】長尺な可撓性部材からなる本体と、この本体の先端に取り付けられた硬質部材製の先端部と、

生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を発光するために前記先端部に設けられた発光素子と、この発光素子が有する各電極に夫々接続され、且つ、前記本体にその全長に亘って引き通された複数の電源線とを備えたことを特徴とする蛍光観察用照明プローブ。

【請求項2】可視光を発光するために前記先端部に設けられた第2の発光素子と、

この発光素子が有する各電極に夫々接続され、且つ、前記本体にその全長に亘って引き通された第2系統の電源線とを更に備えたことを特徴とする請求項1記載の蛍光観察用照明プローブ。

【請求項3】前記発光素子が発光ダイオードからなることを特徴とする請求項1又は2記載の蛍光観察用照明プローブ。

【請求項4】その先端にて開口する鉗子チャンネルがその全長に亘って内蔵された体腔内挿入部、この体腔内挿入部の先端からその内部に入射した被検体の表面からの光のうち、可視光成分のみを収束させて前記被検体の像を形成する対物光学系、及び、この対物光学系により形成される前記被検体の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子を備えた電子内視鏡と、

前記鉗子チャンネルに挿通可能な外径を有するとともに前記鉗子チャンネルよりも長尺な可撓性部材からなる本体、この本体の先端に取り付けられた硬質部材製の先端部、生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を発光するために前記先端部に設けられた発光素子、及び、この発光素子が有する各電極に夫々接続され、且つ、前記本体にその全長に亘って引き通された複数の電源線を備えた蛍光観察用照明プローブと、

この蛍光観察用照明プローブの前記電源線に対して前記発光素子から前記励起光を発光させるための駆動電流を供給する電源装置と、

前記撮像素子が出力した画像信号のうち、前記被検体に励起光が照射されている期間に出力した画像信号を識別し処理する信号処理装置と、

前記信号処理装置により処理された画像信号を受信して出力する表示装置とを備えたことを特徴とする蛍光観察用電子内視鏡システム。

【請求項5】先端を有する体腔内挿入部と、生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を発光するために前記体腔内挿入部の先端に設けられた発光素子と、

この発光素子が有する各電極に夫々接続され、且つ、前記体腔内挿入部にその略全長に亘って引き通された複数の電源線と、

前記体腔内挿入部の先端からその内部に入射した被検体

の表面からの光のうち、可視光成分のみを収束させて前記被検体の像を形成する対物光学系と、

この対物光学系により形成される前記被検体の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子とを備えたことを特徴とする蛍光観察用電子内視鏡。

【請求項6】前記発光素子が発光ダイオードからなることを特徴する請求項5記載の蛍光観察用電子内視鏡。

【請求項7】前記被検体に可視光を照射するための照明光学系を更に備えたことを特徴とする請求項5又は6記載の蛍光観察用電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は、励起光を照射したときに被検体である生体から発せられる自家蛍光を撮影する蛍光観察用電子内視鏡システム及び上記励起光で前記被検体を照明する蛍光観察用照明プローブ並びに蛍光観察用電子内視鏡に、関する。

【0002】

【従来の技術】従来、生体組織に特定波長の紫外光（励起光）が入射すると、入射した励起光の波長よりも長い波長の蛍光が発生すること（自家蛍光）、及び、癌や腫瘍等の異常部位が発する自家蛍光の強度は正常部位に対して低いことが知られている。これらを利用する蛍光観察用電子内視鏡システムは、自家蛍光の強度の高低によって生じる分布をその撮像素子で撮像し、明暗のみを表す単色画像（蛍光画像）を形成する。この蛍光画像中の明部は正常部位を示す可能性が高い。

【0003】なお、光（参照光及び励起光）が届かない体腔内の中空部や凹陥部は自家蛍光を生じず、蛍光画像中に暗部を形成するので、蛍光画像中の暗部は、必ずしも異常部位を示すとはいえない。そのため、蛍光観察用電子内視鏡システムは、可視光（参照光）の下で撮像した体腔壁の画像（通常画像）を、蛍光画像と比較することで、通常画像に対する蛍光画像の輝度比が所定値を下回る部分を特定する。このような部分は、励起光が照射されているはずであるので、異常部位である可能性が高いからである。

【0004】以下に、励起光を照射する機能と参照光を照射する機能とを併有する蛍光観察用電子内視鏡システム300を、図5を用いて、説明する。

【0005】この蛍光観察用電子内視鏡システム300は、通常の構成（但し、撮像素子の前に配置された励起光カットフィルタを含む）を有する電子内視鏡310と、この電子内視鏡310の挿入部内に引き通された鉗子チャンネルに挿通されるファイバープローブ320と、このファイバープローブ320に励起光及び参照光を交互に導入する光源装置350と、電子内視鏡310の撮像素子が被検体を撮像することによって得られた画像信号を処理することによって1フレーム毎の画像データを生成する内視鏡プロセッサ340と、内視鏡プロセ

ツサ340による画像データ生成及び光源装置350による励起光及び参照光の切換えを同期させるとともに内視鏡プロセッサ340によって生成された励起光照射時の画像データ及び参照光照射時の画像データを比較して異常部位を示す画像データを生成するパーソナルコンピュータ(以下、PCと略記)330と、このPC330によって生成された画像データに基づいた画像表示を行うモニタ331とから、構成されている。

【0006】光源装置350の内部は、図6に示される通りになっている。図6において、水銀ランプ、ハロゲンランプ又はキセノンランプを内蔵した光源351から発せられた光は、そのリフレクタによって、収束光とされてコリメータレンズ352に入射する。コリメータレンズ352に入射した光は平行光に変換されて、ハーフミラー353によって分岐され、一方は紫外域フィルタ(励起光の成分のみを透過するフィルタ)355に入射し、他方は反射鏡358によって反射されたのちに可視域フィルタ(参照光の成分のみを透過するフィルタ)356に入射する。紫外域フィルタ355を透過した励起光は反射鏡357によって反射されてロータリーシャッタ359に達する一方で、可視域フィルタ356を透過した参照光はロータリーシャッタ360に達する。

【0007】各ロータリーシャッタ359、360は、夫々、開口部と遮光部とが周方向に並ぶ円板形状を有し、一方の開口部が光路を横切る時に他方の遮光部が光路を横切るように同期して回転する。これにより、励起光及び参照光が、交互に、ビームコンバイナ354に達する。ビームコンバイナ354に達した励起光はビームコンバイナ354によって反射され、参照光はビームコンバイナ354を透過し、いずれもコンデンサレンズに362に達する。

【0008】コンデンサレンズ362に入射した励起光又は参照光は、ファイバープローブ320の入射面に収束される。また、遮光部材361は、コンデンサレンズ362とファイバープローブ320との間に於いて、励起光及び参照光の光路に対して進入又は退避する。これによって、任意にファイバープローブ320に対して励起光及び参照光を導光したり遮光したりすることができる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、光源装置350は、フィルタ355、356等の光学部品類と、ロータリーシャッタ359、360等の機械部品類とを、有する為、構造が複雑であり、大型且つ重量なものであり、運搬及び配置に困難な為に、診察に適当な場所等が限られるという問題があった。

【0010】また、ファイバープローブ320中の光ファイバーバンドルは長尺で折れ易い。この光ファイバーバンドルが折れれば、光源装置350からの光を体腔壁近傍まで伝達することができなくなり、体腔内を照明で

10

20

30

40

きなくなる。一方、光ファイバーバンドルを構成する単ファイバがプラスチック製である場合には、単ファイバがガラス纖維からなる場合よりも折れ難くなるが、耐熱性がない。

【0011】また、光源351で発せられた光のうち励起光及び参照光以外の成分が各フィルタ355、356によって除かれ、更に、それらを透過した励起光及び参照光の一部がビームコンバイナ354においてコンデンサレンズ362に向かう光路以外の方向(図6における下方)へ進んでしまうので、光源351が発した光のうちのごく一部しかファイバープローブ320に到達しないことになる。更に、ファイバープローブ320の内部透過率は100%未満にならざるを得ないので、その入射光よりも射出光の光量は減衰する。その為、被検体に対して十分な光量が得られないことが多い。逆に、十分な光量を得るべく光源351をブースト(昇圧)して使用すると、ランプ寿命が短くなつて医療費高騰を招きかねないばかりか、光源351の発熱量が大きくなつて危険である。

【0012】なお、蛍光観察用電子内視鏡システムの他の例として、電子内視鏡内に通常観察用照明光学系として備えられているライトガイドファイババンドルを通じて、励起光及び参照光を導光するものもある。この場合でも、光源装置には、図6に示す光学構成を組み込まねばならないので、上述したのと同じ問題を生ずる。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、上記課題を解決するために、以下の構成を採用する。

【0014】即ち、本発明による蛍光観察用照明プローブは、長尺な可撓性部材からなる本体と、この本体の先端に取り付けられた硬質部材製の先端部と、生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を発光するために前記先端部に設けられた発光素子と、この発光素子が有する各電極に夫々接続され、且つ、前記本体にその全長に亘って引き通された複数の電源線とを備えたことを特徴とする。

【0015】また、本発明による蛍光観察用電子内視鏡システムは、その先端にて開口する鉗子チャンネルがその全長に亘って内蔵された体腔内挿入部、この体腔内挿入部の先端からその内部に入射した被検体の表面からの光のうち、可視光成分のみを収束させて前記被検体の像を形成する対物光学系、及び、この対物光学系により形成される前記被検体の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子を備えた電子内視鏡と、前記鉗子チャンネルに挿通可能な外径を有するとともに前記鉗子チャンネルよりも長尺な可撓性部材からなる本体、この本体の先端に取り付けられた硬質部材製の先端部、生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を発光するために前記先端部に設けられた発光素子、及び、この発光素子

が有する各電極に夫々接続され、且つ、前記本体にその全長に亘って引き通された複数の電源線を備えた蛍光観察用照明プローブと、この蛍光観察用照明プローブの前記複数の電源線に対して前記発光素子から前記励起光を発光させるための駆動電流を供給する電源装置と、前記撮像素子が output した画像信号のうち、前記被検体に励起光が照射されている期間に出力した画像信号を識別し処理する信号処理装置と、前記信号処理装置により処理された画像信号を受信して出力する表示装置とを備えたことを特徴とする。

【0016】また、本発明による蛍光観察用電子内視鏡は、先端を有する体腔内挿入部と、生体組織を励起して自家蛍光を生じさせる波長の励起光を発光するために前記体腔内挿入部の先端に設けられた発光素子と、この発光素子が有する各電極に夫々接続され、且つ、前記体腔内挿入部にその略全長に亘って引き通された複数の電源線と、前記体腔内挿入部の先端からその内部に入射した被検体の表面からの光のうち、可視光成分のみを収束させて前記被検体の像を形成する対物光学系と、この対物光学系により形成される前記被検体の像を撮像して画像信号を出力する撮像素子とを備えたことを特徴とする。

【0017】このように構成されると、蛍光観察用照明プローブの先端部が被検体と対向させられた状態で、この先端部に内蔵される発光素子が前記被検体に励起光を照射する。従って、従来のファイバープローブに用いられていた光ファイバーが不要となるので、ファイバープローブ 320 中の光ファイバーバンドルが折れて体腔内を照明できなくなるという故障は生じない。また、本発明では、従来の光源装置 350 も不要であるので、光ファイバーが不要であることと併せて照明光のロスがなくなるとともに、大幅に費用を削減でき、装置の小型化も可能となる。

【0018】

【発明の実施の形態】

【0019】

【実施形態 1】以下、本発明の第一の実施の形態（以下、実施形態 1 という）を、図 1 を用いて、説明する。図 1 は、蛍光観察用照明プローブ 3 を有する蛍光観察用電子内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【0020】この蛍光観察用電子内視鏡システムは、電子内視鏡 1、内視鏡プロセッサ装置 2、蛍光観察用照明プローブ（以下、プローブと略記）3、電源装置 4、PC 5、及びモニタ 6 からなる。

【0021】電子内視鏡（以下、内視鏡と略記）1 は、図 1 では具体的に図示されていないが、生体に挿入される挿入部と、この挿入部の基端に接続された操作部とを、有する。この挿入部は、硬質部材製の図示せぬ先端部と、この先端部により、その先端が封止されている可撓管とに、区分される。この挿入部の先端部には、少なくとも 3 つの貫通孔が穿たれている。これらの貫通孔の

うち一対の貫通孔には、平凹レンズである配光レンズ 11 及び対物レンズ 12 が、夫々、平面を外側に向けるように、填め込まれており、他の 1 つの貫通孔は、内視鏡 1 内に引き通されている鉗子チャンネル 14 を通じて、操作部に開けられた鉗子口 13 に導通している。尚、この挿入部の先端部近傍の所定領域には、図示せぬ湾曲機構が組み込まれており、当該領域を湾曲させることができる。

【0022】また、内視鏡 1 には、ライトガイド 15 が内蔵されている。このライトガイド 15 は、光ファイバが多数束ねられてなるファイバーバンドルから構成されており、その先端面（出射面）は、配光レンズ 11 に対向するように、内視鏡 1 内に引き通されて、その基端は、内視鏡プロセッサ装置 2 内の光源部 21 近傍に引き込まれている。

【0023】更に、内視鏡 1 の挿入部の先端部には、CCD (charge-coupled device) エリアセンサである撮像素子 16 が内蔵されている。この撮像素子 16 の撮像面は、内視鏡 1 の先端部が被検体に対向配置されたときに、対物レンズ 12 によって結ばれる該被検体の像の近傍に配置されているので、撮像素子 16 は、該被検体の像を画像信号に光電変換し、この画像信号を信号線 17 に出力する。尚、対物レンズ 12 及び撮像素子 16 の間の光路中には、紫外光を遮断して可視光を透過させる励起光カットフィルタ 18 が、挿入されている。

【0024】内視鏡プロセッサ装置 2 は、光源部 21 及び信号処理装置 22 を内蔵する。この光源部 21 は、白色 (W) 光を平行光として発するリフレクタ付きのランプと、青色 (B) 光のみを透過させる B フィルタ、緑色 (G) 光のみを透過させる G フィルタ、及び赤色 (R) 光のみを透過させる R フィルタを順次 W 光の光路に挿入する回転フィルタと、コンデンサレンズとを有している。このコンデンサレンズの焦点近傍に、ライトガイド 15 の基端は、配置される。以上の構成を用いて、光源部 21 は、後述する PC 5 からの制御信号に従い、収束された B 光、G 光、及び R 光をライトガイド 15 の基端に順次入射する。そして、これら入射した B 光、G 光、及び R 光は、ライトガイド 15 によって導かれ、配光レンズ 11 によって拡散されて、内視鏡 1 の先端部に対向した被検体を照明する。被検体が B 光、G 光、及び R 光によって順次照明されると、撮像素子 16 の撮像面には、B 光によるモノクロの像、G 光によるモノクロの像、及び R 光によるモノクロの像が、順次形成される。そして、この撮像素子 16 は、該被検体の B 光による像、G 光による像、及び R 光による像を、上述した如く画像信号（B 光照射時の B 画像信号、G 光照射時の G 画像信号、及び R 光照射時の R 画像信号）に夫々光電変換し、信号線 17 へ順次出力する。

【0025】尚、以上説明したうち、配光レンズ 11、ライトガイド 15、及び光源部 21 は照明光学系に相当

する。

【0026】信号処理装置22は、信号線17を介して、撮像素子16から出力された画像信号を以下のように処理する。先ず、光源部21からB光、G光、及びR光が射出されている場合、信号処理装置22は、後述するPC5からの制御信号に従って、B画像信号、G画像信号、及びR画像信号を順次個別に取得し、取得した各画像信号を合成することによって、カラー画像信号を形成する。このように、B光、G光、及びR光により照明されている際のモノクロの画像信号を個別に取得して、取得した各モノクロ画像信号を合成することによりカラー画像信号を合成する方式を、面順次方式という。このように合成したカラー画像信号を、信号処理装置22は、内部に保持するとともに、PC5へ出力する。更に、本実施形態において、信号処理装置22には、光源部21からB光、G光、及びR光が射出されていない場合に、蛍光観察用画像信号を合成する機能も備えられているが、この機能については、プローブ3の説明後に、改めて説明する。尚、光源部21からB光、G光、及びR光が射出されていない場合とは、光源部21内のランプが消灯されている場合や光源部21内のコンデンサレンズとライトガイド15の基端との間の光路から退避していた図示せぬシャッタが該光路に進入する場合が挙げられる。また、これらランプの点灯と消灯との切換えやシャッタの光路への退避と進入との切換えは、後述するPC5から制御信号に基づいてなされる。

【0027】次に、プローブ3について説明する。図2(a)は、プローブ3の先端部を正面から見た破断図であり、図2(b)は、図2(a)中のB-B線に沿った縦断面図である。図2(a), (b)に示されるように、プローブ3は、長尺な略円筒形状を有するチューブ31と、チューブ31の基端に固定されている図示せぬコネクタと、チューブ31の先端を封止するキャップ32と、キャップ32の凹部32a内に固定された一対の発光素子33, 34と、各発光素子33, 34に夫々接続されているリード線33a, 34aと、キャップ32の凹部32aを封止する蓋35とから、構成されている。

【0028】チューブ31の外径は、上記鉗子チャンネル14の内径よりも細く、その長さは、鉗子チャンネル14の長さと鉗子口13から電源装置4が有する図示せぬメスコネクタまでの距離との和よりも長い。また、チューブ31は、可撓性のある腰の強い素材(例えばシリコーン)から形成されているので、内視鏡1の挿入部が体腔内に挿入されるにつれて撓むと、内視鏡1内の鉗子チャンネル14に挿通されるプローブ3のチューブ31もそれに倣って撓み、その状態のまでも、鉗子口13に押し込まれることにより、プローブ3は鉗子チャンネル14内を進むことができる。

【0029】上述した図示せぬコネクタは、電源装置4

に設けられた図示せぬメスコネクタに対して着脱自在に構成されており、このメスコネクタに装着されたときに、このメスコネクタ内部の複数の電源電極に夫々導通する複数の電極を、内蔵している。

【0030】キャップ32は、チューブ31と略同じ外径の有底円筒形状を有する透明な硬質部材からなり、その後端面によって、チューブ31の先端を封止している。

【0031】一方の発光素子33は、被検体の生体組織を励起させる励起光である波長350～380nmの範囲の紫外光を発光する発光ダイオード(以下、LED: light emitting diodeと称する)であり、例えば日亜化学工業製NSHUS50E(製品名)、MARLTOP SOURCE製260019SERIESやLED TRONICS UV750(LED chip code)が用いられる。

【0032】他方の発光素子34は、被検体を照明する可視光である参照光を発光する従来のLEDであり、例えばGaaS_{1-x}P_xを利用するLEDが用いられる。LED34が発する参照光は、580～670nmの範囲の波長を有する赤色(R)光である。

【0033】これら、両LED33, 34は、キャップ32の凹部32a内において、その中心軸に関して線対称となるように、夫々の発光方向をキャップ32の中心軸と平行に向けて、固定されている。尚、上述したキャップ32における凹部32aを囲む周壁は、これら各LED33, 34から発散する光を遮らない高さに、設定されている。

【0034】各リード線33a, 34aは、夫々、各LED33, 34の各電極(陽極及び陰極)と、図示せぬコネクタに内蔵されている上記各電極とを導通させる+/-一対の電源線からなり、キャップ32の底を貫通して、チューブ31中にその全長に亘って引き通されており、このコネクタが電源装置4に接続された状態において、電源装置4からの駆動電流を各LED33, 34に供給する。

【0035】蓋35は、キャップ32の外径と略同径の円板形状を有し、励起光及び参照光とともに透過できる石英ガラスからなる。蓋35の裏面は、キャップ32の凹部32aを囲む周壁の円環形状を有する上面に対して液密に接着されている。従って、内視鏡1を被検体の体腔内に挿入したときやその後にプローブ3を消毒したときに、被検者の体液や消毒液が凹部32a内に入り込んで各LED33, 34を汚染することがないばかりか、プローブ3が被検体の体腔壁や鉗子チャンネル14にぶつかったときの衝撃や消毒液の圧力等の外力に因って、各LED33, 34が損傷を受けることも防止される。

【0036】以上説明したチューブ31, キャップ32及び蓋35は、共に同じ外径を有しているので、相互に段差を形成していない。この為、プローブ3の外表面

は、体腔壁や体液の一部が入り込み詰まるような間隙や隅が殆どない略平滑面であるので、洗浄され易く、体腔内の細菌や病原から清潔に保たれる。

【0037】電源装置4は、上述のように、プローブ3の基端に固定されているコネクタが接続されるメスコネクタを有するとともに、信号線41を介してPC5に接続されている。この電源装置4は、そのメスコネクタにプローブ3の図示せぬコネクタが接続されている場合に、後述するPC5からの制御信号に従って、各リード線33a, 34aに駆動電流を交互に供給することにより、各LED33, 34から励起光及び参照光を交互に発光させる。その結果、内視鏡1の先端部が被検体に向配置され、且つ、プローブ3が鉗子チャンネル14内に挿通されて、その蓋35の前端面が鉗子チャンネル14に導通している貫通孔から突出している状態で、該被検体へ励起光及び参照光が交互に照射される。

【0038】被検体へ励起光が照射された場合、その一部は被検体を励起し、自家蛍光を生じさせ、残りは被検体表面(体腔壁)で反射される。この反射された励起光及び発せられた自家蛍光は対物レンズ12に入射し、反射された励起光は励起光カットフィルタ18によって遮断されて、発せられた自家蛍光のみが撮像素子16に達する。

【0039】一方、被検体へ参照光が照射された場合、その一部は被検体に吸収され、残りは体腔壁で反射される。この反射された参照光は対物レンズ12に入射し、撮像素子16に達する。

【0040】従って、被検体へ励起光及び参照光が交互に照射されると、撮像素子16の撮像面には該被検体の自家蛍光による像と参照光による像とが交互に形成される。そして、撮像素子16は、自家蛍光による像を蛍光画像信号として、参照光による像を参照画像信号として、夫々光電変換して、後述するPC5からの制御信号に従い、これら画像信号を信号線17を介して信号処理装置22に出力する。

【0041】尚、以上説明したうち、対物レンズ12及び励起光カットフィルタ18は対物光学系に相当する。

【0042】信号処理装置22は、交互に取得した蛍光画像信号及び参照画像信号をPC5からの制御信号に基づいて識別して、内部に保持し、これら画像信号における各画素毎に輝度比を求め、この輝度比を所定値(閾値)に対して二值化し、輝度比が閾値よりも低い部分(特定部分)を暗部で示すモノクロ画像信号(蛍光観察用画像信号)を生成する。

【0043】更に、信号処理装置22は、後述するPC5からの制御信号に基づいて、別途保持していた上述のカラー画像信号によるカラー画像に蛍光観察用画像信号による特定部分の画像をスーパーインポーズした診断用画像(特定部分が青色で表示されている擬似カラー画像)を表示するための診断用画像信号を、これらカラー

画像信号及び蛍光観察用画像信号に基づいて生成して、PC5へ出力する。

【0044】PC5は、以下のように、内視鏡プロセッサ装置2内の光源部21並びに信号処理装置22、及び電源装置4を制御する為の制御信号を、夫々信号線23, 24, 41を介して出力する。

【0045】PC5は、図示せぬ入力装置を介して通常観察(可視光下における体腔壁の観察)を行う旨が指示されている場合には、内視鏡プロセッサ装置2内の光源部21に対して、B光、G光、及びR光を順次繰り返して被検体に照射するとともに、信号処理装置22に対して、光源部21によるB光、G光、及びR光の切換えに同期させてカラー画像信号を繰り返し生成させ、信号処理装置22から受信したカラー画像信号をモニタ6へ出力する。

【0046】また、PC5は、図示せぬ入力手段から蛍光観察(体腔壁に生じた自家蛍光の状態の観察)を行う旨が指示されている場合には、内視鏡プロセッサ装置2の光源部21及び電源装置4に対して、B光、G光、R光、励起光、及び参照光を順次繰り返して(夫々単独で)被検体に照射するとともに、信号処理装置22に対して、光源部21及び電源装置4によるB光、G光、R光、励起光、及び参照光の切換えに同期させてカラー画像信号と蛍光観察用画像信号とを交互に繰り返し生成させた後に上述した診断用画像信号を生成させ、信号処理装置22から受信した診断用画像信号をモニタ6へ出力する。

【0047】上記の図示せぬ入力手段とは、例えばフットスイッチやリモートコントローラである。

【0048】モニタ6は、CRT(cathode ray tube)、液晶ディスプレイ又はプラズマディスプレイからなる。モニタ6は、蛍光観察時には、診断用画像信号をPC5から信号線51を介して受信して、診断用画像を表示し、通常観察時には、カラー画像信号をPC5から信号線51を介して受信して、カラー画像を表示する。尚、モニタ6は表示装置に相当する。

【0049】

【実施形態2】以下、本発明の第二の実施の形態(以下、実施形態2という)を説明する。本実施形態による蛍光観察用電子内視鏡システムは、上記実施形態1の蛍光観察用電子内視鏡システムと比較して、プローブの構成、及び、電源装置4、PC5及び内視鏡プロセッサ装置2の動作が異なり、他の構成を共通している。従つて、以下においては、上記実施形態1と共に構成の説明を省略する。

【0050】図3(a)は、プローブ8の先端部を正面から見た破断図であり、図3(b)は、図3(a)中のB-B線に沿った縦断面図である。尚、本実施形態において、上記実施形態1と同一の符号を付された構成は、上記実施形態1のものと同じ構成である。

【0051】図3(a), (b)に示されるように、プローブ8は、チューブ81と、チューブ81の基端に固定されている図示せぬコネクタと、チューブの先端を封止するキャップ82と、キャップ82の凹部82a内に固定されたLED33と、LED33に接続されているリード線33aと、キャップ82の凹部82aを封止する蓋83とからなる。

【0052】尚、プローブ8内に、実施形態1によるプローブ3内に設けられていた参照光用のLED34及びリード線34aに対応する構成は備えられていない。従って、チューブ81、キャップ82、及び蓋83の外径は、チューブ31、キャップ32、及び蓋35の外径に比べて、夫々、細くなっている。キャップ82を貫通するものはリード線33aのみである。このことを除いて、チューブ81、キャップ82、及び蓋83は、夫々、チューブ31、キャップ32、及び蓋35と同様に構成されている。

【0053】以上の構成を有する本実施形態では、以下のように、蛍光観察用画像信号が生成される。

【0054】即ち、後述するPC5からの制御信号に従って、内視鏡プロセッサ装置2内の光源部21からのR光と、電源装置4からリード線33aを介して駆動電流を供給されたLED33が発した励起光とが、夫々単独で被検体へ照射される。つまり、本実施形態では、内視鏡プロセッサ装置2内の光源部21からのR光が、実施形態1におけるLED34から発せられる参照光の代わりに用いられている。

【0055】そして、実施形態1と同様に、撮像素子16の撮像面には被検体の自家蛍光による像とR光による像とが夫々形成され、撮像素子16は、後述するPC5からの制御信号に従い、自家蛍光による像、及び、R光による像を夫々光電変換して、これら画像信号を信号線17を介して信号処理装置22に出力する。

【0056】信号処理装置22は、取得した各画像信号をPC5からの制御信号に基づいて識別して、内部に保持し、実施形態1と同様に、蛍光観察用画像信号を生成する。

【0057】本実施形態において、PC5は、図示せぬ入力装置を介して蛍光観察を行う旨が指示されている場合には、内視鏡プロセッサ装置2の光源部21及び電源装置4に対して、B光、G光、R光、及び励起光を順次繰り返して被検体に照射させるとともに、信号処理装置22に対して、光源部21及び電源装置4によるB光、G光、R光、及び励起光の切換えに同期させてカラー画像信号と蛍光観察用画像信号とを交互に繰り返し生成させた後に診断用画像信号を生成させ、信号処理装置22から受信した診断用画像信号をモニタ6へ出力する。

【0058】尚、上述したこと以外は、本実施形態は、実施形態1と同様である。従って、本実施形態においても、蛍光観察時には診断用画像が、通常観察時にはカラ

ー画像が、モニタ6に表示される。

【0059】

【実施形態3】以下、本発明の第三の実施の形態を説明する。本実施形態における蛍光観察用電子内視鏡システムは、上記実施形態2による蛍光観察用電子内視鏡システムと比較して、内視鏡1の構成が異なって、プローブ8を必要としない点が異なり、他の構成を共通としている。従って、以下においては、上記実施形態1及び2と共に共通する構成の説明を省略する。

【0060】図4は、内視鏡100の軸方向に沿った縦断面図である。尚、本実施形態において、上記実施形態1、2と同一の符号を付された構成は、上記実施形態1、2のものと同じ構成である。

【0061】内視鏡100は、図4には具体的に図示されていないが、生体に挿入される挿入部と、この挿入部の基端に接続された操作部とを、有する。この挿入部は、硬質部材製の先端部101と、この先端部101によりその先端が封止されている可撓管102とに、区分されており、この可撓管102の所定領域には、図示せぬ湾曲機構が組み込まれている。また、先端部101には、少なくとも3つの貫通孔が夫々内視鏡100の軸方向と平行に穿たれており、これら貫通孔における先端面側の開口には、配光レンズ11、対物レンズ12、及びLED33が夫々填め込まれている。このLED33は、その発光方向を内視鏡100の中心軸と平行な方向へ向けて、固定されているとともに、その各電極は、内視鏡100の操作部に継ぎた図示せぬコネクタに内蔵されている複数の電極に、リード線33aによって、夫々導通されている。この為、リード線33aは、その先端が、LED33に接続され、その基端が上記コネクタに接続されるように、内視鏡100の挿入部内に引き通されている。

【0062】この内視鏡100内には、ライトガイド15が内蔵されている。具体的には、ライトガイド15は、配光レンズ11が填められている貫通孔にその先端が挿入されて固定された状態で、内視鏡100の挿入部内を引き通されて、その基端が、実施形態1、2と同様に、内視鏡プロセッサ装置2内に引き込まれている。

【0063】また、この内視鏡100の挿入部の先端部101に穿たれた貫通孔のうち、対物レンズ12が填められている貫通孔には、撮像素子16が固定されている。この撮像素子16は、実施形態1、2と同様に、その撮像面が、内視鏡100の先端部101が被検体に向配置されたときに、対物レンズ12によって結ばれる該被検体の像の近傍に配置され、該被検体の像を画像信号に光電変換する。この画像信号は、実施形態1、2と同様に、撮像素子16に接続されて内視鏡100の挿入部を引き通されている信号線17に、出力される。尚、対物レンズ12と撮像素子16との光路間に、励起光カットフィルタ18が、配置されている。

【0064】以上説明した本実施形態によれば、以下のように、蛍光観察用画像信号が生成される。

【0065】即ち、本実施形態において、PC 5に図示せぬ入力装置を介して蛍光観察を行う旨が指示されている場合には、PC 5からの制御信号に従って、内視鏡プロセッサ装置2内の光源部21から射出されて、ライトガイド15を介して、内視鏡100の先端部に填め込まれた配光レンズ12から発散されるR光と、電源装置4からリード線33aを介して駆動電流を供給されたLED33が発した励起光とが、順次被検体へ照射される。

【0066】即ち、本実施形態でも、実施形態2と同様に、内視鏡プロセッサ装置2内の光源部21からのR光が、参照光の代わりに用いられている。そして、撮像素子16の撮像面に夫々形成された被検体の自家蛍光による像とR光による像とから夫々光電変換された各画像信号は、実施形態2で述べたPC 5からの制御信号に基づいて、信号処理装置22に夫々取得される。信号処理装置22は、これら画像信号を、夫々識別し、内部に保持し、実施形態2と同様に、蛍光画像信号を生成する。

【0067】尚、上述したこと以外は、本実施形態は、実施形態2と同様である。従って、本実施形態においても、蛍光観察時には診断用画像が、通常観察時にはカラー画像が、モニタ6に表示される。

【0068】

【発明の効果】本発明によれば、構造が簡単であり小型且つ軽量で運搬及び配置に容易な為に診察に適当な場所が広く選ばれるだけでなく、医療費抑制に貢献する蛍光*

*観察用電子内視鏡システムに用いられる蛍光観察用照明プローブ及び蛍光観察用電子内視鏡を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施形態1である蛍光観察用電子内視鏡システムを示す概略構成図

【図2】 プローブ3を示す概略構成図

【図3】 プローブ8を示す概略構成図

【図4】 内視鏡100の概略構成図

【図5】 従来の蛍光観察用電子内視鏡システムを示す概略構成図

【図6】 従来の光源装置350の内部構造を示す概略図

【符号の説明】

1、100 内視鏡

11 配光レンズ

12 対物レンズ

15 ライトガイド

16 撮像素子

2 内視鏡プロセッサ装置

21 光源部

22 信号処理装置

3、8 プローブ

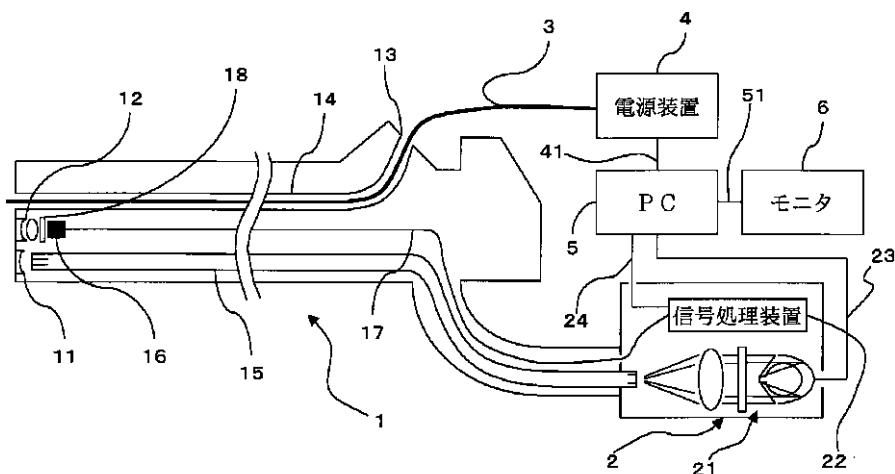
33、34 LED

4 電源装置

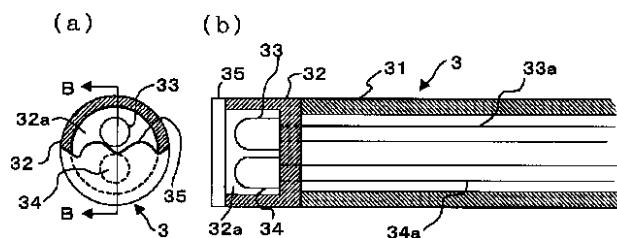
5 コンピュータ

6 モニタ

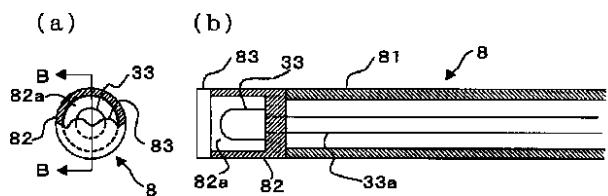
【図1】



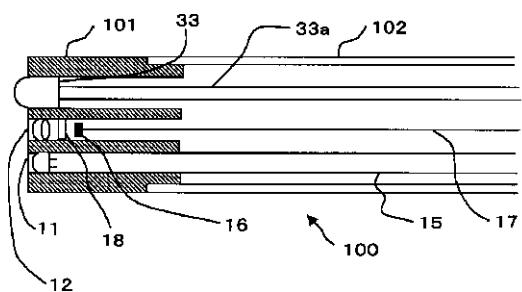
【図2】



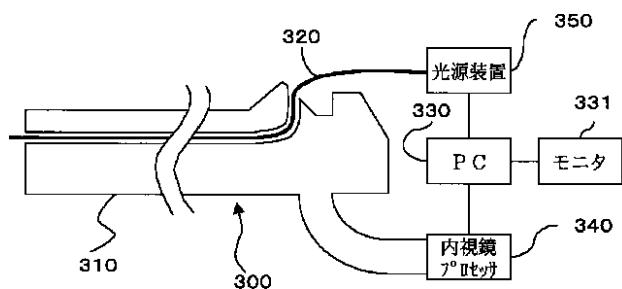
【図3】



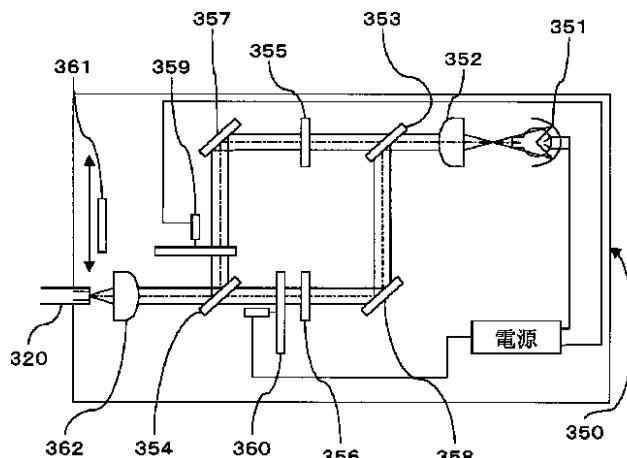
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	用于荧光观察的照明探头，电子内窥镜系统和电子内窥镜		
公开(公告)号	JP2003190091A	公开(公告)日	2003-07-08
申请号	JP2001393815	申请日	2001-12-26
[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	中村哲也		
发明人	中村 哲也		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.511 A61B1/00.731 A61B1/012 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	4C061/BB05 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR03 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/BB05 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：用于荧光观察的电子内窥镜系统具有结构简单，体积小，重量轻，易于携带和放置的优点，因此广泛选择了合适的医疗检查场所，并有助于抑制医疗费用。提供了用于荧光观察的照明探针。具有大体上圆柱形的长管31，密封管31的末端的帽32，固定在帽32的凹部32a中的一对发光元件33和34以及每个发光元件。使用探针3，该探针3包括分别连接至33和34的导线33a和34a以及密封帽32的凹部32a的盖35。当驱动电流被交替地提供给导线33a和34a时，发光元件33激发对象的活组织以产生激发光，并且发光元件34照亮对象。可见光交替发射。

