

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4394395号
(P4394395)

(45) 発行日 平成22年1月6日(2010.1.6)

(24) 登録日 平成21年10月23日(2009.10.23)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2003-295597 (P2003-295597)	(73) 特許権者	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号
(22) 出願日	平成15年8月19日 (2003. 8. 19)	(74) 代理人	100098235 弁理士 金井 英幸
(65) 公開番号	特開2005-58619 (P2005-58619A)	(72) 発明者	杉本 秀夫 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペ ンタックス株式会社内
(43) 公開日	平成17年3月10日 (2005. 3. 10)	(72) 発明者	佐々木 雅彦 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペ ンタックス株式会社内
審査請求日	平成18年7月6日 (2006. 7. 6)	審査官	門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入するための細管状の挿入部と、
前記挿入部の先端が体腔内に挿入された際にその体腔内の像を形成する対物光学系と、
生体組織を励起させるための励起光の波長帯域を操作者に任意に指定させるための指定手段と、

前記体腔内を照明するための照明光、及び、前記操作者によって指定された波長帯域の励起光を交互に射出する光源部と、

前記光源部から射出される前記照明光及び前記励起光を導いて前記挿入部の先端から射出するための照明光学系と、

前記照明光が前記光源部から射出される期間では、前記対物光学系を透過した光をそのまま透過させ、前記励起光が前記光源部から射出される期間では、前記対物光学系を透過した光から少なくともその励起光を除去する除去部と、

前記除去部を透過する光の光路上において前記対物光学系により形成された体腔内の像をカラー撮影して画像信号を出力する撮影装置と、

前記光源部が前記照明光を射出する期間に前記撮影装置から取得した画像信号と、前記光源部が前記励起光を射出する期間に前記撮影装置から取得した画像信号とに基づいて、患部と推定し得る箇所が示された画像を表示させるための画像信号を生成する画像処理部と

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

20

【請求項 2】

前記除去部は、駆動時には全ての波長帯域の光を透過させて非駆動時には所定の波長帯域の光のみを透過させてその他の波長帯域の光を除去する複数の液晶フィルタから、構成されており、前記各液晶フィルタが透過させ得る光の波長帯域は、それぞれ異なることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記指定手段は、互いに異なる 3 つの波長帯域の中から 1 つを任意に指定するための手段である

ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源部は、

前記白色光を射出する光源と、

互いに異なる 3 つの波長帯域の励起光をそれぞれ前記白色光の中から取り出すための 3 つの励起光透過フィルタと、

何れか 1 つの励起光透過フィルタを所定の時間間隔を空けて前記白色光の光路内に繰り返し挿入する挿入機構と、

前記白色光の光路内に繰り返し挿入される励起光透過フィルタを、前記指定手段を通じて操作者に指定された波長帯域の励起光を前記白色光の中から取り出すための励起光透過フィルタに切り替えるための切替機構と

を有することを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像処理部は、

前記光源部が前記照明光を射出する期間に前記撮影装置から取得した画像信号に基づいて通常画像データを生成するとともに、前記光源部が前記励起光を射出する期間に前記撮影装置から取得した画像信号に基づいて蛍光画像データを生成する前段処理部と、

前記前段処理部が生成した前記通常画像データ及び前記蛍光画像データを何れも輝度データに変換し、両画像データの階調幅を等しくさせる正規化処理をした後、両画像データにおける互いに同じ位置にある画素の階調値の差分の絶対値を算出し、各画素の差分の絶対値がそれ自身の階調値とされた画像データを患部画像データとして生成する患部画像データ生成部と、

前記患部画像データ生成部が生成した患部画像データをその基となる前記通常画像データに加算して、患部と推定し得る箇所が示された画像を表示させるための特殊画像データを生成する加算部と、

前記加算部において生成された前記特殊画像データに基づいて画像信号を生成する後段処理部と

を備えることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮影装置は、前記対物光学系により形成される像を撮像して画像信号を出力する撮像素子である

ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、胃腸や気管支などの体腔内を観察するための内視鏡システムに、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出する内視鏡システムが、

10

20

30

40

50

開発されている。

【0003】

その内視鏡システムの一つとして、内視鏡の先端が体腔内に挿入された際に、その体腔内を照明するための照明光と体腔壁下の生体組織を励起させるための励起光とを内視鏡の先端から交互に射出できるものがある（例えば特許文献1参照）。

【0004】

この種の内視鏡システムは、円板に穿たれた2個以上の貫通孔の少なくとも1つに、白色光の中から励起光を取り出すための励起光透過フィルタを備えており、光源から射出される白色光の光路内に挿入された当該円板を回転させることにより、内視鏡内のライトガイドに照明光としての白色光と励起光とを交互に導入する。

10

【0005】

また、この種の内視鏡システムは、体腔壁の表面で反射された照明光により形成される体腔内の像（通常像）と、体腔壁下の生体組織が発した蛍光により形成される体腔内の像（蛍光像）とを交互に撮影し、通常像と蛍光像とに基づいて生成される特殊像を順次モニタに表示させる。

【0006】

なお、この種の内視鏡システムでは、励起光を体腔内に照射した際、体腔壁の表面で反射された励起光により形成される体腔内の像（迷光像）が蛍光像に混ざること防止するため、対物光学系から撮影装置までの間に、励起光を除去するための励起光除去フィルタが組み付けられている。

20

【特許文献1】特開平06-125911号公報（0024～0027，図1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、最近の研究により、励起光の波長帯域の違いが生体組織の反応現象に何らかの変化を生じさせることが、明らかになりつつある。このため、励起光の波長帯域を変えながら特殊像を観察したいとの要望が研究者から出されることが、予想される。

【0008】

しかしながら、上述した従来の内視鏡システムでは、円板は、1つの波長帯域の励起光を透過させるための励起光透過フィルタしか、有していない。然も、対物光学系から撮影装置までの間に組み付けられている励起光除去フィルタも、1つの波長帯域にしか対応していない。そのため、従来の内視鏡システムでは励起光の波長帯域を変更することができないという問題があった。

30

【0009】

そこで、本発明の課題は、通常像と蛍光像とに基づいて生成される特殊像を順次モニタに表示させる場合において、励起光の波長帯域を選択可能にし、然も、何れの波長帯域が選択された場合でも迷光像が蛍光像に混ざること防止できる内視鏡システムを、提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の課題を解決するために、本発明による内視鏡システムは、以下のような構成を採用した。

40

【0011】

すなわち、この内視鏡システムは、体腔内に挿入するための細管状の挿入部と、前記挿入部の先端が体腔内に挿入された際にその体腔内の像を形成する対物光学系と、生体組織を励起させるための励起光の波長帯域を操作者に任意に指定させるための指定手段と、前記体腔内を照明するための照明光、及び、前記操作者によって指定された波長帯域の励起光を交互に射出する光源部と、前記光源部から射出される前記照明光及び前記励起光を導いて前記挿入部の先端から射出するための照明光学系と、前記照明光が前記光源部から射出される期間では、前記対物光学系を透過した光をそのまま透過させ、前記励起光が前記

50

光源部から射出される期間では、前記対物光学系を透過した光から少なくともその励起光を除去する除去部と、前記除去部を透過する光の光路上において前記対物光学系により形成された体腔内の像をカラー撮影して画像信号を出力する撮影装置と、前記光源部が前記照明光を射出する期間に前記撮影装置から取得した画像信号と、前記光源部が前記励起光を射出する期間に前記撮影装置から取得した画像信号とに基づいて、患部と推定し得る箇所が示された画像を表示させるための画像信号を生成する画像処理部とを備えることを、特徴としている。

【0012】

このように構成されると、照明光が内視鏡の挿入部の先端から射出されている時には、除去部は、対物光学系を透過した光を、そのまま撮影装置へ素通りさせ、指定手段において操作者により指定された波長帯域の励起光が内視鏡の挿入部から射出されている時には、除去部は、対物光学系を透過した光から、少なくともその波長帯域の光を除去して、残りの波長帯域の光を撮影装置へと通過させる。

10

【0013】

このため、撮影装置は、操作者が指定した波長帯域の励起光が挿入部の先端から射出されている時には、体腔壁の表面で反射された励起光により形成される体腔内の像（迷光像）を撮影することなく、体腔壁下の生体組織が発した蛍光により形成される体腔内の像（蛍光像）のみを、撮影する。

【0014】

然も、指定手段において別の波長帯域が指定されると、内視鏡の挿入部から励起光が射出される時の波長可変除去フィルタは、除去する光の波長帯域を、指定手段において指定されている別の波長帯域へと変更するので、結局、撮影装置は、迷光像を撮影することなく、蛍光像のみを撮影することとなる。

20

【0015】

この結果、撮影装置は、体腔壁の表面で反射された照明光により形成される体腔内の像（通常像）と、迷光像の含まれていない蛍光像とを、交互に撮影し、通常像と蛍光像とに基づいて生成される特殊像が、順次モニタに表示される。

【発明の効果】

【0016】

以上に説明したように、本発明によれば、通常像と蛍光像とに基づいて生成される特殊像を順次モニタに表示させる場合において、励起光の波長帯域が選択可能となり、然も、何れの波長帯域が選択された場合でも迷光像が蛍光像に混ざることが防止される。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面に基づいて、本発明を実施するための形態を説明する。

【0018】

図1は、本発明の実施形態である電子内視鏡システムの外觀図である。また、図2は、この電子内視鏡システムを概略的に示す構成図である。この電子内視鏡システムは、電子内視鏡10、光源プロセッサ装置20、及び、モニタ30を、備えている。

【0019】

図2には、電子内視鏡10の詳細な形状が図示されていないが、電子内視鏡10は、体腔内に挿入される可撓管状の挿入部10aを、有している。この挿入部10aの先端には、湾曲部が組み込まれ、その基端には、湾曲部の湾曲量及び湾曲方向を操作するためのアングルノブや各種のスイッチが設けられた操作部10bが、備えられている。

40

【0020】

挿入部10aの先端面には、少なくとも2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、配光レンズ11及び対物レンズ12がそれぞれ嵌め込まれている。

【0021】

さらに、挿入部10a内には、ライトガイド13が引き通されている。ライトガイド13は、可撓な多数の光ファイバからなり、その先端面は、配光レンズ11に対向している

50

。また、ライトガイド13の基端は、操作部10bの側面から延びた可撓管10c内に、引き通されており、さらに、その可撓管10cの先端に設けられたコネクタCの先端に、固定されている。

【0022】

さらに、挿入部10a内には、平板状の3枚の液晶フィルタ14~16が組み込まれている。これら液晶フィルタ14~16は、何れも、液晶とこの液晶を挟む一对の透明電極とこれらを挟む一对のガラス板とを主に有する光学フィルタであり、対物レンズ12を透過した光の光路上に重ねられた状態で配置されている。

【0023】

そして、各液晶フィルタ14~16とも、両透明電極に所定の電圧が印加されている時には、対物レンズ12を透過した光をそのまま透過させ、両透明電極に電圧が印加されていない時には、対物レンズ12を透過した光のうち、所定の波長帯域の光を透過させてその他の波長帯域の光を除去する。但し、電圧が透明電極に印加されていない時に除去される光の波長帯域は、各液晶フィルタ14~16によって異なる。

【0024】

具体的には、透明電極間に電圧が印加されていない時、1枚目の第1液晶フィルタ14は、約470nm以下の光を除去してそれより上の波長帯域の光を透過させ、2枚目の第2液晶フィルタ15は、約540nm以下の光を除去してそれより上の波長帯域の光を透過させ、3枚目の第3液晶フィルタ16は、約610nm以下の光を除去してそれより上の波長帯域の光を透過させる。

【0025】

各液晶フィルタ14~16には、それぞれ信号線14a~16aが接続されている。これら信号線14a~16aは、何れも、接続された液晶フィルタの透明電極に所定量の電圧を印加するための電線である。これら信号線14a~16aは、挿入部10a内及び可撓管10c内に順に引き通されており、さらに、コネクタCの先端に固定されている。

【0026】

さらに、挿入部10a内には、撮像素子17が組み込まれている。撮像素子17は、二次元的に配列された多数の画素により構成される撮像面を有する単板のエリアイメージセンサであり、その撮像面には、原色系カラーフィルタがオンチップされている。この撮像素子17は、3枚の液晶フィルタ14~16を透過した光の光路上に配置されており、その撮像面は、ほぼ、対物レンズ12の像面に位置している。

【0027】

この撮像素子17には、少なくとも2本の信号線17a, 17bが接続されている。一方の信号線17aは、この撮像素子17の駆動信号を伝送するための電線であり、他方の信号線17bは、この撮像素子17から出力される画像信号を伝送するための電線である。

【0028】

これら信号線17a, 17bは、挿入部10a内及び可撓管10c内に順に引き通されており、一方の信号線17aは、コネクタC内のドライバ18に接続され、他方の信号線17bは、コネクタCの先端に固定されている。ドライバ18は、撮像素子17の駆動信号を生成してその撮像素子17へ出力する回路である。

【0029】

光源プロセッサ装置20は、タイミングコントロール部21, システムコントロール部22, 画像処理部23, 及び、光源部24を、備えている。

【0030】

なお、光源プロセッサ装置20の筐体の側面には、上記コネクタCを嵌め込み可能なコネクタ受けが、備えられている。このコネクタ受けに上記コネクタCが嵌め込まれると、コネクタC内のドライバ18がタイミングコントロール部21に接続され、各液晶フィルタ14~16が信号線14a~16aを介してシステムコントロール部22に接続されるとともに、電子内視鏡10の操作部10bに設けられている各種のスイッチが図示せぬ信

10

20

30

40

50

号線を介してシステムコントロール部 2 2 に接続され、信号線 1 7 b が画像処理部 2 3 に接続され、ライトガイド 1 3 の基端が光源部 2 4 に入り込む。

【 0 0 3 1 】

タイミングコントロール部 2 1 は、各種基準信号を生成してその信号の出力を制御するコントローラである。光源プロセッサ装置 2 0 とコネクタ C 内のドライバ 1 8 とにおける各種の処理は、この基準信号に従って進行する。なお、光源プロセッサ装置 2 0 では、基準信号が示す各タイミングの二個一組を一周期（例えば 1 / 3 0 秒）として、各部 2 2 ~ 2 4 が処理を進行する。

【 0 0 3 2 】

システムコントロール部 2 2 は、光源プロセッサ装置 2 0 全体を制御するコントローラである。このシステムコントロール部 2 2 は、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b に設けられている各種のスイッチや図示せぬ操作盤上のスイッチに接続されており、これらスイッチを通じて入力を受け付けると、その入力に応じた処理を実行する。

10

【 0 0 3 3 】

また、このシステムコントロール部 2 2 は、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b 上のスイッチ S W になされた切り替え操作に応じて、通常観察モード、及び、第 1 乃至第 3 特殊観察モードの何れか 1 つに、観察モードを切り替える。さらに、このシステムコントロール部 2 2 は、観察モードを切り替えた際には、信号線 1 4 a ~ 1 6 a を通じて各液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 の透明電極に印加している電圧を、変化させる。

【 0 0 3 4 】

具体的には、システムコントロール部 2 2 は、通常観察モードの時には、全ての液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 の透明電極に所定量の電圧を常時印加する。また、システムコントロール部 2 2 は、第 1 特殊観察モードの時には、第 2 及び第 3 液晶フィルタ 1 5 , 1 6 の透明電極に所定量の電圧を常時印加し、第 1 液晶フィルタ 1 4 の透明電極には第 1 のタイミングにのみ所定量の電圧を印加する。

20

【 0 0 3 5 】

また、システムコントロール部 2 2 は、第 2 特殊観察モードの時には、第 1 及び第 3 液晶フィルタ 1 4 , 1 6 の透明電極に所定量の電圧を常時印加し、第 2 液晶フィルタ 1 5 には第 1 のタイミングにのみ所定量の電圧を印加する。また、システムコントロール部 2 2 は、第 3 特殊観察モードの時には、第 1 及び第 2 液晶フィルタ 1 4 , 1 5 の透明電極に所定量の電圧を常時印加し、第 3 液晶フィルタ 1 6 には第 1 のタイミングにのみ所定量の電圧を印加する。

30

【 0 0 3 6 】

画像処理部 2 3 は、撮像素子 1 7 から送られてくる画像信号を常時受信し、その画像信号に各種の処理を施して、モニタ 3 0 へ出力する。具体的には、この画像処理部 2 3 は、初段処理回路 2 3 1 , 赤色成分用メモリ 2 3 2 r , 緑色成分用メモリ 2 3 2 g , 青色成分用メモリ 2 3 2 b , 輝度成分生成回路 2 3 3 , 第 1 輝度成分用メモリ 2 3 4 a , 第 2 輝度成分用メモリ 2 3 4 b , 患部画像データ生成回路 2 3 5 , スイッチ回路 2 3 6 , 加算器 2 3 7 , 及び、後段処理回路 2 3 8 を、備えている。

【 0 0 3 7 】

初段処理回路 2 3 1 は、撮像素子 1 7 から送られてくる画像信号に所定の処理を施すための回路である。この初段処理回路 2 3 1 が画像信号に施す処理としては、高周波成分除去、増幅、ブランキング、クランピング、ホワイトバランス、ガンマ補正、アナログデジタル変換、及び、色分離がある。この初段処理回路 2 3 1 は、上述した処理を画像信号に施すことにより、赤色 (R) , 緑色 (G) , 青色 (B) の各色成分の画像データを生成する。

40

【 0 0 3 8 】

なお、この初段処理回路 2 3 1 は、上記一周期中の第 1 のタイミングで生成した各色成分の画像データを、各色成分用メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b へ出力し、第 2 のタイミングでは、各色成分用メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b へは出力しない。また、

50

この初段処理回路 231 は、その一周期中の第 1 及び第 2 のタイミングで順次生成した各色成分の画像データを、何れも輝度データ生成回路 233 へ出力する。

【0039】

各色成分用メモリ 232r, 232g, 232b は、初段処理回路 231 から出力される RGB の各色成分画像データを一旦格納するためのメモリである。これら各メモリ 232r, 232g, 232b は、基準信号に従ったタイミングにて、各色成分画像データを出力する。但し、R 成分画像データは、加算器 237 へ出力されるが、G 成分画像データ及び B 成分画像データは、後段処理回路 238 へ出力される。

【0040】

輝度成分生成回路 233 は、初段処理回路 231 から出力される RGB の各色成分画像データに基づいて、YCrCb の色空間における輝度成分 (Y 成分) の画像データを生成する回路である。つまり、この輝度成分生成回路 233 は、概念的には、RGB の各色成分画像データにおける互いに同じ位置にある画素の階調値 (R, G, B) を $Y = 0.30R + 0.59G + 0.11B$ の式に代入して演算することにより、その位置の画素の輝度値 Y を算出する処理を行う。

10

【0041】

なお、この輝度成分生成回路 233 は、上記一周期中の第 1 のタイミングで初段処理回路 231 から出力された各色成分画像データに基づく Y 成分画像データを、第 1 輝度成分用メモリ 234a へ出力し、第 2 のタイミングで初段処理回路 231 から出力された各色成分画像データに基づく Y 成分画像データを、第 2 輝度成分用メモリ 234b へ出力する。

20

【0042】

各輝度成分用メモリ 234a, 234b は、何れも、Y 成分画像データを一旦格納するためのメモリである。これら各メモリ 234a, 234b は、基準信号に従ったタイミングにて、各 Y 成分画像データを患部画像データ生成回路 235 へ出力する。

【0043】

患部画像データ生成回路 235 は、各輝度成分用メモリ 234a, 234b から出力される各 Y 成分画像データに基づいて患部画像データを生成する回路である。より具体的には、この患部画像データ生成回路 235 は、先ず、両 Y 成分画像データの階調幅を等しくさせる正規化処理をした後、両 Y 成分画像データにおける互いに同じ位置にある画素の階調値の差分の絶対値を算出し、各画素の差分の絶対値がそれ自身の階調値とされた画像データを患部画像データとして生成する。

30

【0044】

スイッチ回路 236 は、患部画像データ生成回路 235 と加算器 237 との間を開閉するための回路である。このスイッチ回路 236 は、システムコントロール部 22 によって制御されることにより、通常観察モードの時には、患部画像データを加算器 237 へ出力させず、第 1 乃至第 3 特殊観察モードの時には、患部画像データを加算器 237 へ出力させる。

【0045】

加算器 237 は、患部画像データが入力されたときのみ、この患部画像データを R 成分画像データに加算する回路である。つまり、この加算器 237 は、通常観察モードの時には、R 成分画像データをそのまま後段処理回路 238 へ素通りさせ、第 1 乃至第 3 特殊観察モードの時には、患部画像データを加算した R 成分画像データを後段処理回路 238 へ送る。

40

【0046】

後段処理回路 238 は、加算器 237 から出力される R 成分画像データと、G 成分用メモリ 232g 及び B 成分用メモリ 232b からそれぞれ出力される G 成分画像データ及び B 成分画像データとを、モニタ出力用の画像信号に変換するための回路である。この後段処理回路 238 において各色成分画像データに施される処理としては、デジタルアナログ変換、エンコーディング、及び、インピーダンスマッチングなどがある。この後段処理回

50

路 238 は、上述した処理を各色成分画像データに施すことにより、セパレートビデオ信号や複合ビデオ信号を生成し、モニタ 30 へ出力する。

【0047】

モニタ 30 は、光源プロセッサ装置 20 から出力されるビデオ信号を受信すると、そのビデオ信号に基づいてカラー画像を表示する。

【0048】

光源部 24 は、ライトガイド 13 の基端面に導入する光を射出するためのユニットである。具体的には、この光源部 24 は、ランプ 241、電源回路 242、回転板 243、第 1 モータ 244、ステージ機構 245、第 2 モータ 246、移動用ドライバ 247、及び同期用ドライバ 248 を、備えている。

10

【0049】

ランプ 241 は、約 400 nm ~ 約 700 nm の可視帯域全域の波長成分を持つ白色光をライトガイド 13 の基端面に向けて発する光源である。電源回路 242 は、システムコントロール部 22 からの指示を受けて、ランプ 241 へ電力を供給し、又はその供給を停止する回路である。

【0050】

回転板 243 は、幾つかの貫通孔が穿たれている円板と何れかの貫通孔に嵌め込まれた光学フィルタとからなる。図 3 は、この回転板 243 の正面図である。図 3 に示されるように、回転板 243 の中心とその外周縁との間には、半円弧の弓形に湾曲した帯状の貫通孔 243a が穿たれている。

20

【0051】

また、この回転板 243 において、その中心を挟んで貫通孔 243a とは反対側の領域には、半円弧の弓形に湾曲した 3 つの帯状の貫通孔が穿たれている。これら 3 つの貫通孔は、各々の半円弧の中心が回転板 243 の中心に一致するように配置されているとともに、この領域を径方向において三等分しており、全体として、貫通孔 243a とほぼ同じ大きさを有している。そして、これら 3 つの貫通孔には、回転板 243 の外側から中心に向かう順に、それぞれ、第 1 乃至第 3 励起光透過フィルタ 243b ~ 243d が嵌め込まれている。

【0052】

第 1 乃至第 3 励起光透過フィルタ 243b ~ 243d は、何れも、生体組織を励起させるための励起光を上記白色光の中から取り出すための光学フィルタである。但し、各フィルタ 243b ~ 243d が白色光から取り出せる励起光の波長帯域は、それぞれ異なっている。

30

【0053】

具体的には、第 1 励起光透過フィルタ 243b は、約 440 nm 乃至 460 nm の第 1 波長帯域の光のみを透過させる光学フィルタであり、第 2 励起光透過フィルタ 243c は、約 510 nm 乃至 530 nm の第 2 波長帯域の光のみを透過させる光学フィルタであり、第 3 励起光透過フィルタ 243d は、約 580 nm 乃至 600 nm の第 3 波長帯域の光のみを透過させる光学フィルタである。図 4 は、これら第 1 乃至第 3 波長帯域と可視帯域との関係が示された分光図である。

40

【0054】

第 1 モータ 244 は、上述したように構成される回転板 243 を回転させるためのアクチュエータであり、その駆動軸は、回転板 243 の中心軸に一致する状態で、この回転板 243 の中心に固定されている。

【0055】

ステージ機構 245 は、ステージ上に設置された物体を一方向にのみ平行移動させるための機構であり、そのステージ上には、第 1 モータ 244 が設置されている。このステージ機構 245 が正逆に駆動されると、第 1 モータ 244 の駆動軸に固定された回転板 243 が、ランプ 241 から射出される白色光の光路に対し、垂直に挿抜される。

【0056】

50

第2モータ246は、このステージ機構245を駆動するためのアクチュエータであり、移動用ドライバ247は、システムコントロール部22からの指示を受けて、この第2モータ246の駆動を制御するための回路である。

【0057】

なお、ステージ機構245には、ステージの位置を検出するための位置センサ247aが取り付けられており、システムコントロール部22は、この位置センサ247aから得られる信号に基づいてステージの移動量を検出し、ステージが所定の位置に達するまで第2モータ246を駆動するように移動用ドライバ247に指示する。

【0058】

より具体的には、システムコントロール部22は、観察モードが通常観察モードに切り替えられた際には、移動用ドライバ247を通じて第2モータ246を制御して、白色光の光路から回転板243が引き抜かれるまでステージ機構245を駆動する。

【0059】

また、このシステムコントロール部22は、観察モードが第1特殊観察モードに切り替えられた際には、移動用ドライバ247を通じて第2モータ246を制御して、回転板243の回転中に第1励起光透過フィルタ243bが白色光の光路内に繰り返し挿入される位置にこの回転板243が配置されるまで、ステージ機構245を駆動する。

【0060】

また、このシステムコントロール部22は、観察モードが第2特殊観察モードに切り替えられた際には、回転板243の回転中に第2励起光透過フィルタ243cが白色光の光路内に繰り返し挿入される位置にこの回転板243が配置されるまで、ステージ機構245を駆動し、観察モードが第3特殊観察モードに切り替えられた際には、回転板243の回転中に第3励起光透過フィルタ243dが白色光の光路内に繰り返し挿入される位置にこの回転板243が配置されるまで、ステージ機構245を駆動する。

【0061】

同期用ドライバ248は、基準信号に従って第1モータ244の駆動を制御するための回路である。なお、回転板243の外周縁近傍には、この回転板243の回転周期を検出するための光センサ248aが配置されており、同期用ドライバ248は、この光センサ248aから得られる信号に基づいて、回転板243の回転位相を、基準信号の示すタイミングに同期させる。但し、回転板243の回転位相を検出する手段は、光センサ248aではなく、例えば、第1モータ244に組み付けられるエンコーダでも構わない。

【0062】

この同期用ドライバ248は、第1特殊観察モードの時には、上記一周期中の第1のタイミングに合わせて、回転板243の貫通孔243aを白色光の光路に挿入し、第2のタイミングに合わせて、第1励起光透過フィルタ243bを白色光の光路に挿入する。

【0063】

また、これと同様に、同期用ドライバ248は、第2特殊観察モードの時には、第1のタイミングで貫通孔243aを白色光の光路に挿入し、第2タイミングで第2励起光透過フィルタ243cを白色光の光路に挿入する。また、同期用ドライバ248は、第3特殊観察モードの時には、第1のタイミングで貫通孔243aを白色光の光路に挿入し、第2タイミングで第3励起光透過フィルタ243dを白色光の光路に挿入する。

【0064】

本実施形態の電子内視鏡システムが、以上のように構成されるので、この電子内視鏡システムの操作者は、以下に示されるような手順により、体腔内を観察することができる。

【0065】

まず、操作者は、電子内視鏡10と光源プロセッサ装置20とモニタ30とを接続し、光源プロセッサ装置20とモニタ30の電源を投入する。続いて、操作者は、電子内視鏡10の挿入部10aの先端を体腔内に挿入し、電子内視鏡10の操作部10bにあるスイッチSWを操作して、通常観察モードに切り替える。

【0066】

10

20

30

40

50

すると、システムコントロール部 22 が、信号線 14 a ~ 16 a を介して、3 枚の液晶フィルタ 14 ~ 16 の透明電極に所定量の電圧を印加する。この所定量の電圧が透明電極に印加された各液晶フィルタ 14 ~ 16 は、何れも、全ての波長帯域の光を透過させるようになる。

【0067】

また、これと同時に、ランプ 241 から射出される白色光の光路からは、回転板 243 が引き抜かれ、ライトガイド 13 の基端面には、白色光が常時入射し、電子内視鏡 10 の挿入部 10 a の先端からは、白色光が連続的に射出され、体腔内が照明される。そして、体腔壁の表面で反射された照明光のうち、対物レンズ 12 を透過した光は、3 枚の液晶フィルタ 14 ~ 16 を順次透過して、撮像素子 17 の撮像面に入射する。このとき、この撮像面には、体腔内の像（通常像）が、対物レンズ 12 によって形成される。

10

【0068】

撮像面上に形成された通常像は、撮像素子 17 によって撮像され、画像信号が画像処理部 23 へ出力される。画像処理部 23 では、初段処理回路 231 が画像信号に所定の処理を施して RGB の各色成分の画像データを生成する。これら各色成分画像データは、患部画像データが加算されることなく、後段処理回路 238 へ出力され、後段処理回路 238 においてモニタ出力用の画像信号であるビデオ信号に変換される。そして、そのビデオ信号がモニタ 30 に出力される。

【0069】

このため、モニタ 30 には、通常像が、カラーの通常観察画像として表示される。操作者は、この通常観察画像を見ながら、体腔壁の状態を観察することができる。

20

【0070】

さらに、操作者は、モニタ 30 上の通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、第 1 波長帯域の励起光を利用して得られる特殊観察画像の観察を行う。具体的には、操作者は、電子内視鏡 10 の操作部 10 b にあるスイッチ SW を操作して、第 1 特殊観察モードに切り替える。

【0071】

すると、システムコントロール部 22 が、第 2 及び第 3 液晶フィルタ 15, 16 の透明電極に所定量の電圧を常時印加するとともに、第 1 液晶フィルタ 14 に対しては、第 1 のタイミングでは所定量の電圧を印加し、第 2 のタイミングでは電圧を印加しない。この結果、3 枚の液晶フィルタ 14 ~ 16 は、第 1 のタイミングでは、全ての波長帯域の光を透過させ、第 2 のタイミングでは、約 470 nm より上の波長帯域の光のみを透過させるようになる。

30

【0072】

また、これと同時に、ランプ 241 から射出される白色光の光路には、回転板 243 が挿入され、回転板 243 の貫通孔 243 a と第 1 励起光透過フィルタ 243 b とが、それぞれ第 1 及び第 2 のタイミングに同期しながら交互に白色光の光路に挿入される。その結果、ライトガイド 13 の基端面には、白色光と第 1 波長帯域の励起光とが交互に入射し、電子内視鏡 10 の挿入部 10 a の先端からは、白色光と第 1 波長帯域の励起光とが交互に射出される。

40

【0073】

体腔内に白色光が照射された期間では、体腔内が照明される。そして、体腔壁の表面で反射された照明光のうち、対物レンズ 12 を透過した光は、3 枚の液晶フィルタ 14 ~ 16 を透過して、撮像素子 17 の撮像面に入射する。このとき、この撮像面には、体腔内の像（通常像）が、対物レンズ 12 によって形成される。

【0074】

一方、体腔内に第 1 波長帯域の励起光が照射された期間では、体腔壁下の生体組織が励起して蛍光を発するとともに、この励起光が体腔壁の表面で反射される。そして、蛍光と励起光とを含む光のうちの対物レンズ 12 を透過した光は、第 1 液晶フィルタ 14 によって、約 470 nm 以下の波長成分を除去される。つまり、蛍光と約 440 nm 乃至 460

50

n mの第1波長帯域の励起光とを含む光から、その励起光が除去される。この第1液晶フィルタ14を透過した蛍光は、撮像素子17の撮像面に入射する。このとき、この撮像面には、体腔内の像(蛍光像)が、対物レンズ12によって形成される。

【0075】

撮像面上に交互に形成された通常像と蛍光像は、撮像素子17によって撮像され、それらの画像信号が画像処理部23へ順次出力される。画像処理部23では、初段処理回路231が画像信号に所定の処理を施し、第1のタイミングでは、通常像に基づく各色成分画像データ(通常画像データ)を各色成分用メモリ232r, 232g, 232bと輝度成分生成回路233へ出力し、第2のタイミングでは、蛍光像に基づく各色成分画像データ(蛍光画像データ)を輝度成分生成回路233へ出力する。

10

【0076】

輝度成分生成回路233は、通常像に基づく各色成分画像データを第1のタイミングで取得すると、輝度成分画像データに変換して第1輝度成分用メモリ234aへ出力し、蛍光像に基づく各色成分画像データを第2のタイミングで取得すると、輝度成分画像データに変換して第2輝度成分用メモリ234bへ出力する。そして、第1及び第2輝度成分用メモリ234a, 234b内の輝度成分画像データに基づいて、患部画像データ生成回路235が、患部画像データを生成する。

【0077】

そして、通常像に基づく各色成分画像データ中のR成分画像データにその患部画像データが加算された後、各色成分画像データが、後段処理回路238においてモニタ出力用の画像信号であるビデオ信号に変換され、このビデオ信号がモニタ30に出力される。

20

【0078】

このため、モニタ30には、通常像と蛍光像とに基づいて生成された特殊像が、カラーの特殊観察画像として表示される。操作者は、この特殊観察画像を見ながら、体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その画像の中において斑点状や塊状として赤色にて示された部分により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位を、認識することができる。

【0079】

さらに、操作者は、必要がある場合に、体腔内に照射する励起光の波長帯域を第2(又は第3)波長帯域に変更して、特殊観察画像の観察を行う。具体的には、操作者は、電子内視鏡10の操作部10bにあるスイッチSWを操作して、第2(又は第3)特殊観察モードに切り替える。

30

【0080】

すると、システムコントロール部22が、第1及び第3(又は、第1及び第2)液晶フィルタ14, 16(又は14, 15)の透明電極に所定量の電圧を常時印加するとともに、第2(又は第3)液晶フィルタ14(又は15)に対しては、第1のタイミングでは所定量の電圧を印加し、第2のタイミングでは電圧を印加しない。この結果、3枚の液晶フィルタ14~16は、第1のタイミングでは、全ての波長帯域の光を透過させ、第2のタイミングでは、約540nm(又は約610nm)より上の波長帯域の光のみを透過させるようになる。

40

【0081】

また、これと同時に、ランプ241から射出される白色光の光路には、回転板243が挿入され、回転板243の貫通孔243aと第2(又は第3)励起光透過フィルタ243c(又は243d)とが、それぞれ第1及び第2のタイミングに同期しながら交互に白色光の光路に挿入される。その結果、ライトガイド13の基端面には、白色光と第2(又は第3)波長帯域の励起光とが交互に入射し、電子内視鏡10の挿入部10aの先端からは、白色光と励起光とが交互に射出される。

【0082】

体腔内に白色光が照射された期間では、体腔壁の表面で反射された照明光のうち、対物レンズ12を透過した光が、3枚の液晶フィルタ14~16を透過して、撮像素子17の

50

撮像面に入射する。このとき、この撮像面には、体腔内の像（通常像）が、対物レンズ 1 2 によって形成される。

【 0 0 8 3 】

一方、体腔内に第 2（又は第 3）波長帯域の励起光が照射された期間では、蛍光と励起光とを含む光から、第 2（又は第 3）液晶フィルタ 1 5（又は 1 6）によって、約 5 4 0 nm（又は約 6 1 0 nm）以下の光が除去される。つまり、蛍光と約 5 1 0 nm 乃至 5 3 0 nm の第 2 波長帯域の励起光とを含む光（又は、蛍光と約 5 8 0 nm 乃至 6 0 0 nm の第 3 波長帯域の励起光とを含む光）から、励起光が除去される。3 枚の液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 を透過した蛍光は、撮像素子 1 7 の撮像面に入射する。このとき、この撮像面には、体腔内の像（蛍光像）が、対物レンズ 1 2 によって形成される。

10

【 0 0 8 4 】

この結果、撮像面には、通常像と蛍光像とが交互に形成される。そして、励起光の波長帯域が第 1 波長帯域である場合と同様の処理が、画像処理部 2 3 内で行われた後、カラーの特殊観察画像が、モニタ 3 0 に表示される。これにより、操作者は、励起光の波長帯域を第 2（又は第 3）波長帯域へ変更したときの特殊観察画像を観察することができる。

【 0 0 8 5 】

上述したように、本実施形態の電子内視鏡システムでは、光源部 2 4 内の回転板 2 4 3 が、第 1 乃至第 3 励起光透過フィルタ 2 4 3 b ~ 2 4 3 d を備えているとともに、この回転板 2 4 3 を回転させるための第 1 モータが、観察モードに応じて、ステージ機構 2 4 5 によりスライドされ、然も、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b に設けられているスイッチ S W に対して操作がなされることによって、そのスライドが行われる。このため、操作者は、スイッチ S W へ操作を行うだけで、光源部 2 4 からライトガイド 1 3 の基端面へ射出される励起光の波長帯域を、任意のものへ、簡単に変更することができる。

20

【 0 0 8 6 】

また、本実施形態の電子内視鏡システムでは、透過光の波長帯域が互いに異なる 3 枚の液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 が、対物レンズ 1 2 と撮像素子 1 7 との間に配置され、然も、操作部 1 0 b に設けられているスイッチ S W に操作がなされると、観察モードに応じた液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 が駆動して、撮像素子 1 7 へ向かう光の中から、励起光の波長帯域を含む光が、除去されるようになる。このため、操作者が励起光の波長帯域を任意のものへ変更した場合でも、体腔壁の表面で反射された励起光により形成される体腔内の像（迷光像）が蛍光像に混ざることがない。

30

【 0 0 8 7 】

なお、本実施形態の電子内視鏡システムでは、対物レンズ 1 2 と撮像素子 1 7 との間の光路上に 3 枚の液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 を備えていたが、これに限定されるものではない。例えば、数十 nm の波長帯域の光のみを除去するとともにその波長帯域を変化させ得る波長可変フィルタが、開発された場合には、3 枚の液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 の代わりに、この波長可変フィルタを、対物レンズ 1 2 と撮像素子 1 7 との間に配置することができる。

【 0 0 8 8 】

ところで、一般に、生体組織が発する蛍光の波長帯域は、図 5 に示されるように、励起光の波長帯域よりも長波長側に出現する。このため、本実施形態の電子内視鏡システムのように、3 枚の液晶フィルタ 1 4 ~ 1 6 が、励起光の波長帯域とその波長帯域よりも短波長側の光を全て遮蔽するように構成されていても、問題ない。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 9 】

【 図 1 】 本実施形態である電子内視鏡システムの外観図

【 図 2 】 電子内視鏡システムを概略的に示す構成図

【 図 3 】 回転板の正面図

【 図 4 】 第 1 乃至第 3 波長帯域と可視帯域との関係を説明するための分光図

【 図 5 】 励起光の波長帯域と蛍光の波長帯域との関係を説明するための分光図

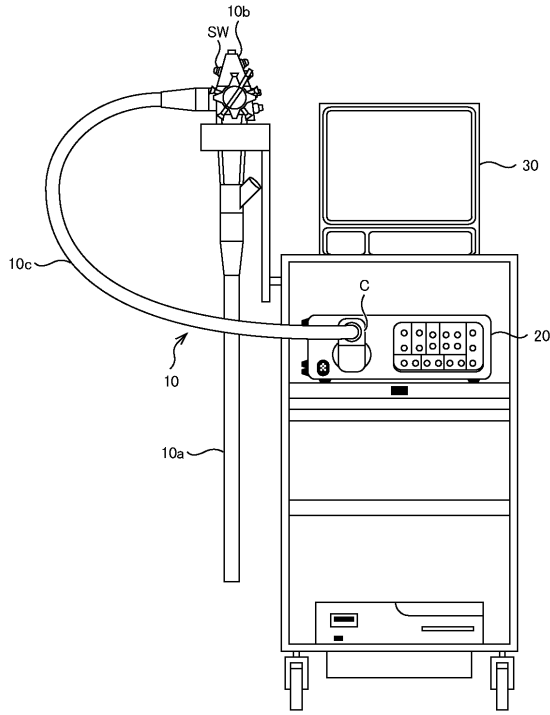
50

【符号の説明】

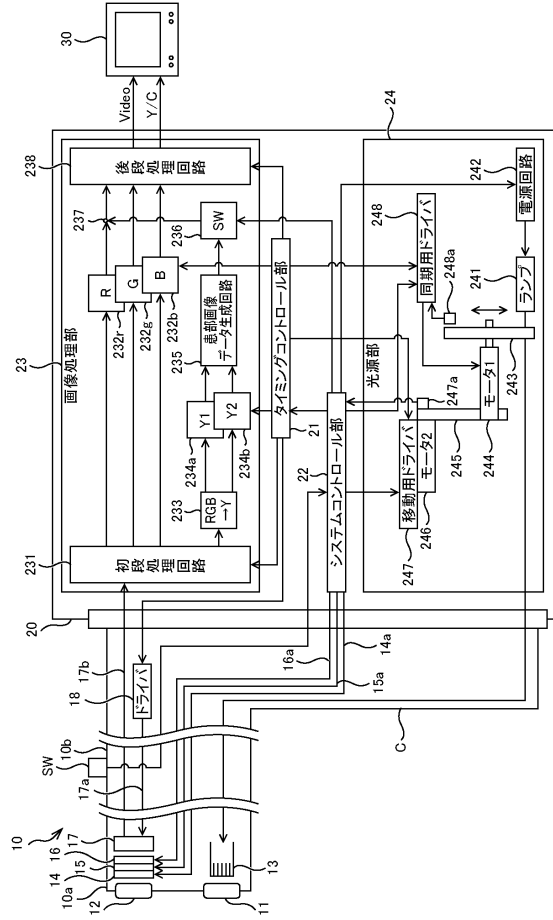
【0090】

1 0	電子内視鏡	
1 1	配光レンズ	
1 2	対物レンズ	
1 3	ライトガイド	
1 4	第1液晶フィルタ	
1 5	第2液晶フィルタ	
1 6	第3液晶フィルタ	
1 7	撮像素子	10
1 7 a	信号線	
1 7 b	信号線	
1 8	ドライバ	
2 0	光源プロセッサ装置	
2 1	タイミングコントロール部	
2 2	システムコントロール部	
2 3	画像処理部	
2 3 1	前段処理回路	
2 3 3	輝度成分生成回路	
2 3 5	患部画像データ生成回路	20
2 3 6	スイッチ回路	
2 3 7	加算器	
2 3 8	後段処理回路	
2 4	光源部	
2 4 1	ランプ	
2 4 3	回転板	
2 4 3 a	貫通孔	
2 4 3 b	第1励起光透過フィルタ	
2 4 3 c	第2励起光透過フィルタ	
2 4 3 d	第3励起光透過フィルタ	30
2 4 4	第1モータ	
2 4 5	ステージ機構	
2 4 6	第2モータ	
2 4 7	移動用ドライバ	
2 4 8	同期用ドライバ	
3 0	モニタ	

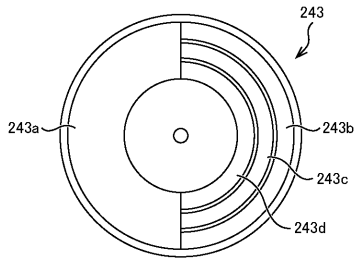
【図1】



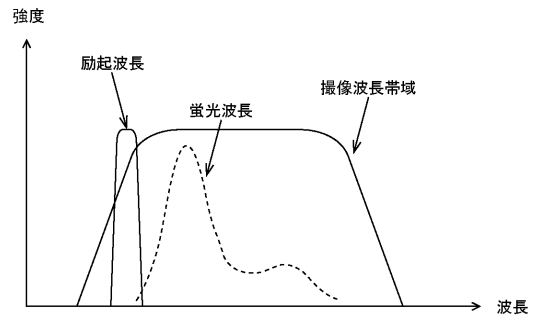
【図2】



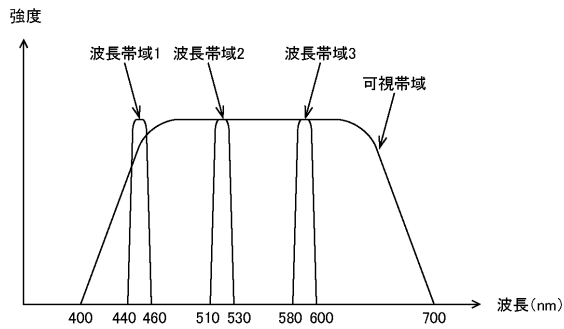
【図3】



【図5】



【図4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-336196(JP,A)
特開2003-159210(JP,A)
特開2002-51976(JP,A)
特開平7-222712(JP,A)
特開2003-61909(JP,A)
特開平6-90900(JP,A)
特表2002-535025(JP,A)
特開平11-318806(JP,A)
特開平06-125911(JP,A)
特開平07-155292(JP,A)
特開2002-143080(JP,A)
特開2002-112949(JP,A)
特開平11-113839(JP,A)
特開2000-262459(JP,A)
特開平10-328129(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4394395B2	公开(公告)日	2010-01-06
申请号	JP2003295597	申请日	2003-08-19
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫 佐々木雅彦		
发明人	杉本 秀夫 佐々木 雅彦		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/06.611 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA07 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR12 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/AA01 4C161/AA07 4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR12 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW17 4C161/XX02		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2005058619A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，其具有激发光波段的选项，并且当基于正常图像和荧光图像生成的特殊图像连续地防止杂散光图像与荧光图像混合时显示在显示器上，无论选择哪个波段。ZOLUTION：电子内窥镜10的插入部分10a在物镜12和图像拾取装置17之间配备有三个液晶滤光器14-16。液晶滤光器14-16消除对应于a的波长带的光。来自第一至第三波长带中的光源处理器装置20的系统控制部分22的信号。系统控制部分22还控制具有第一至第三激发光透射滤光器243b-243d的旋转面板243的插入量，其仅允许第一至第三波长带的光透射到白色光路中。从灯241发出的光，使得能够被液晶滤光器14-16消除的激发光入射到光导13的近端表面中。

14) J P 4394395 B2 2010.

