

(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2005-81079

(P2005-81079A)

(43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/06

F I

A61B 1/06

A

テーマコード(参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号

特願2003-319943 (P2003-319943)

(22) 出願日

平成15年9月11日(2003.9.11)

(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

杉本 秀夫

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) 4C061 AA01 AA07 FF40 GG01 LL01

NN01 NN05 QQ02 QQ04 RR04

RR14 RR22 VV01

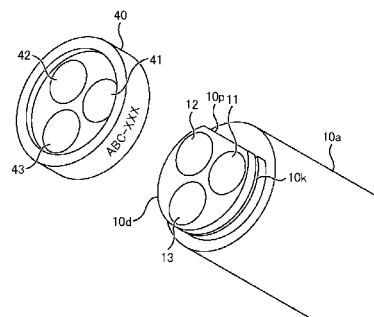
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 電子内視鏡10の挿入部10aは、その先端に、Dカット形状の細径突出部10dを備える。一方、扁平な有底の略円筒状のキャップ40の内周面も、Dカット形状に形成されている。キャップ40の底部には、生体組織を励起させるための励起光のみを除去するための除去フィルタ42が、嵌め込まれている。このキャップ40が細径突出部10dに装着されると、光源プロセッサ装置20のシステムコントロール部22が、このキャップ40の除去フィルタ42が除去できる励起光の波長帯域と同じ波長帯域の光がライトガイド15の基端面に導入されるように、第1及び第2光源部23, 24を制御する。

【選択図】 図9



【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ための対物光学系と、

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、

互いに異なる複数の波長帯域のうちの 1 つの波長帯域の励起光、及び、前記体腔内を照明するための照明光を交互に射出する光源部と、

前記光源から射出される光を導くとともに導いた光を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特殊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、

前記複数の波長帯域を持つ励起光をそれぞれ除去するための複数の除去フィルタと、

前記複数の除去フィルタをそれぞれ備え、その除去フィルタが前記対物光学系の前方に位置する状態で前記挿入部の先端に着脱自在に装着される複数のキャップと、

所定の指示を受け付けた場合に、前記光源部に対して前記複数の波長帯域の励起光を順次射出させるとともに、前記複数の波長帯域の励起光が順次射出される毎に前記撮影装置から画像信号を取得し、それらの画像信号に基づいて、前記対物光学系の前方に位置する除去フィルタによって除去されている光の波長帯域を検出する検出部と、

前記検出部により検出された波長帯域と同じ波長帯域の励起光を前記光源部に対して射出させる光源制御部と

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記検出部は、前記複数の波長帯域の励起光が順次射出される毎に前記撮影装置から画像信号を取得すると、それらの画像信号に基づいて画像データをそれぞれ生成し、画像データのそれぞれについて、同じ階調値を持つ画素の個数を階調値毎に計数してなる度数分布を生成し、各度数分布のうち、最大画素数の階調値が所定の閾値よりも低い度数分布を特定し、特定した度数分布に対応する励起光の波長帯域を、前記対物光学系の前方に位置する除去フィルタによって除去されている光の波長帯域として、検出す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】

前記光源部は、

可視光を射出する可視光光源と、

白色光を射出する白色光光源と、

前記照明光を射出すべき期間には、前記可視光光源が射出する可視光を前記照明光学系に導入し、前記励起光を射出すべき期間には、前記照明光学系に対し、前記可視光光源が射出する可視光のうちの一部、又は、前記白色光光源が射出する白色光のうちの一部を導入する制御機構と

を有する

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】

前記白色光光源が射出する白色光には、紫外光が含まれ、

前記制御機構は、前記励起光を射出すべき期間には、前記照明光学系に対し、前記可視光光源が射出する可視光のうちの一部、又は、前記白色光光源が射出する白色光のうちの一部の紫外光を導入する

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】

10

20

30

40

50

前記光源部は、
可視光を射出する可視光光源と、
互いに異なる２つの波長帯域の励起光をそれぞれ前記可視光の中から取り出すための２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可視光の光路内に繰り返し挿入する挿入機構と、

前記励起光を射出すべき期間に前記可視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、前記検出部により検出された波長帯域の励起光を前記可視光の中から取り出すための励起光透過フィルタへ、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１記載の内視鏡システム。

10

【請求項６】

前記キャップは、有底な略円筒形状に形成されており、
前記除去フィルタは、前記キャップの底部に穿たれた貫通孔に、それぞれ嵌め込まれている
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７】

前記挿入部は、前記キャップの内側に嵌め込み可能な形状を有する突出部を、その先端に有する
ことを特徴とする請求項６記載の内視鏡システム。

【請求項８】

前記キャップの内側と前記突出部は、何れもＤカット形状に形成されており、前記キャップに前記突出部が挿入されると、前記キャップは、前記挿入部に対し回転不能となる
ことを特徴とする請求項７記載の内視鏡システム。

20

【請求項９】

前記キャップの内周面及び前記突出部の外周面には、キー溝とそのキー溝に嵌め込み可能なキーとがそれぞれ形成されており、前記キャップが前記突出部に装着された際には、前記キー溝と前記キーとが嵌り込む
ことを特徴とする請求項７記載の内視鏡システム。

【請求項１０】

前記キャップの外面には、多数のキャップの中から各キャップを個別に識別するための識別情報が、記載されている
ことを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

30

【請求項１１】

前記キャップは、前記挿入部の先端に装着された際に前記照明光学系の前方に配置される貫通孔を、有する
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１２】

前記挿入部の先端には、鉗子口が穿たれているとともに、
前記キャップは、前記挿入部の先端に装着された際に前記鉗子口の前方に配置される貫通孔を、有する
ことを特徴とする請求項１記載の内視鏡システム。

40

【請求項１３】

前記撮影装置は、前記対物光学系によって形成された体腔内の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乃至１２の何れかに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】

50

【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ための内視鏡システムが、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）。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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、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。

【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ための対物光学系と、前

50

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、互いに異なる複数の波長帯域のうちの一つの波長帯域の励起光、及び、前記体腔内を照明するための照明光を交互に射出する光源部と、前記光源から射出される光を導くとともに導いた光を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表示された特殊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、前記複数の波長帯域を持つ励起光をそれぞれ除去するための複数の除去フィルタと、前記複数の除去フィルタをそれぞれ備え、その除去フィルタが前記対物光学系の前方に位置する状態で前記挿入部の先端に着脱自在に装着される複数のキャップと、所定の指示を受け付けた場合に、前記光源部に対して前記複数の波長帯域の励起光を順次射出させるとともに、前記複数の波長帯域の励起光が順次射出される毎に前記撮影装置から画像信号を取得し、それらの画像信号に基づいて、前記対物光学系の前方に位置する除去フィルタによって除去されている光の波長帯域を検出する検出部と、前記検出部により検出された波長帯域と同じ波長帯域の励起光を前記光源部に対して射出させる光源制御部とを備えることを、特徴としている。

10

【0012】

このように構成されると、何れかのキャップが挿入部の先端に装着された後に、所定の指示を受け付けた場合、検出部が、キャップの有する除去フィルタが除去する励起光の波長帯域を検出するとともに、光源制御部が、検出部が検出した波長帯域と同じ波長帯域の励起光を光源部に対して射出させる。すると、体腔内に挿入された挿入部の先端からその波長帯域の励起光が射出された際、体腔壁の表面で反射された励起光と体腔壁下の生体組織が発する蛍光とを含む光の一部が、対物光学系へ向かうが、この対物光学系に入射した光は、挿入部の先端に装着されたキャップの有する除去フィルタによって、その波長帯域の光を除去される。このとき、撮影装置には、残りの波長帯域の光である蛍光が入射することとなり、この撮影装置は、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。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。

20

30

【0013】

このように作用するため、この内視鏡システムの操作者は、任意の波長帯域の励起光を除去するための除去フィルタを備えるキャップを、複数のキャップの中から選択して、挿入部の先端に装着し、所定の指示を入力するだけで、簡単に、光源部から射出される励起光の波長帯域を変更することができる。然も、対物光学系の前方には、その励起光を除去するための除去フィルタが必ず配置されることとなるので、迷光像が蛍光像に混ざることがない。

【発明の効果】

【0014】

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が防止することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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。

【0016】

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観図である。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

50

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。

【0017】

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、体腔内に挿入するための可撓管状の挿入部 10 a を、備えている。この挿入部 10 a の先端には、湾曲部が組み込まれ、その基端には、操作部 10 b が備えられており、その操作部 10 b 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、備えられている。

【0018】

また、挿入部 10 a の先端面には、3 つの貫通孔 (図 9 参照) 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。

10

【0019】

残りの 1 つの貫通孔は、鉗子口 13 として利用される。挿入部 10 a 内には、この鉗子口 13 と操作部 10 b に穿たれた鉗子口とを結ぶ細管 14 が、引き通されている。この細管 14 は、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具を挿入するための鉗子チャネルとして機能する。

【0020】

さらに、挿入部 10 a 内には、ライトガイド 15 が引き通されている。ライトガイド 15 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。また、ライトガイド 15 の基端は、操作部 10 b の側面から延びた可撓管 10 c 内に、引き通されており、さらに、その可撓管 10 c 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。

20

【0021】

さらに、挿入部 10 a 内には、撮像素子 16 が組み込まれている。撮像素子 16 は、二次元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、その撮像面上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 16 は、対物レンズ 12 の光軸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。

【0022】

この撮像素子 16 には、少なくとも 2 本の信号線 16 a, 16 b が接続されている。一方の信号線 16 a は、この撮像素子 16 の駆動信号を伝送するための電線であり、他方の信号線 16 b は、この撮像素子 16 から出力される画像信号を伝送するための電線である。

30

【0023】

これら信号線 16 a, 16 b は、挿入部 10 a 内及び可撓管 10 c 内に順に引き通されており、一方の信号線 16 a は、コネクタ C 内のドライバ 17 に接続され、他方の信号線 16 b は、コネクタ C の先端に固定されている。ドライバ 17 は、撮像素子 16 の駆動信号を生成してその撮像素子 16 へ出力する回路である。

【0024】

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, 第 1 光源部 23, 第 2 光源部 24, 及び、画像処理部 25 を、備えている。

40

【0025】

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コネクタ C が嵌め込まれると、コネクタ C 内のドライバ 17 が図示せぬ信号線を介してタイミングコントロール部 21 に接続され、電子内視鏡 10 の操作部 10 b 上の各種スイッチが図示せぬ信号線を介してシステムコントロール部 22 に接続され、ライトガイド 15 の基端が第 2 光源部 24 に入り込み、信号線 16 b が画像処理部 25 に接続される。

【0026】

タイミングコントロール部 21 は、各種基準信号を生成してその信号の出力を制御する

50

コントローラであり、光源プロセッサ装置 20 とコネクタ C 内のドライバ 17 とにおける各種処理は、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 20 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 / 30 秒）として、各部 22 ~ 25 が処理を進行する。

【0027】

システムコントロール部 22 は、光源プロセッサ装置 20 全体を制御するコントローラである。また、このシステムコントロール部 22 は、電子内視鏡 10 の操作部 10 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。

【0028】

また、このシステムコントロール部 22 は、電子内視鏡 10 の操作部 10 b 上のスイッチ SW が押下されたときにそのスイッチ SW から出力される信号を受信すると、後述の度数分布データを画像処理部 25 から取得し、取得した度数分布データに基づいて、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。

10

【0029】

第 1 光源部 23 及び第 2 光源部 24 は、何れも、ライトガイド 15 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。図 3 は、これら第 1 及び第 2 光源部 23, 24 を概略的に示す構成図である。

【0030】

第 1 光源部 23 は、可視光ランプ 231, 電源回路 232, 第 1 回転板 233, 第 1 モータ 234, ステージ機構 235, 第 2 モータ 236, 移動用ドライバ 237, 及び、同期用ドライバ 238 を、備えている。

20

【0031】

可視光ランプ 231 は、約 400 nm 乃至 700 nm の可視帯域全域の波長成分を持つ可視光をライトガイド 15 の基端面に向けて発する光源である。電源回路 232 は、システムコントロール部 22 からの指示を受けて、可視光ランプ 231 へ電力を供給し、又はその供給を停止する回路である。

【0032】

第 1 回転板 233 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 4 は、この第 1 回転板 233 の正面図である。この第 1 回転板 233 の中心とその外周縁との間の輪帯状の領域を、半円弧状の 2 つの領域に区分して順に説明する。

30

【0033】

一方の半円弧状の領域には、1 つの貫通孔が穿たれている。この貫通孔は、四分円弧の弓形に湾曲した帯の形状に形成されており、その四分円弧の中心は、第 1 回転板 233 の中心に一致している。また、この貫通孔は、この半円弧状の領域を半分に区分したときの片側を、占めている。そして、この貫通孔には、可視光透過フィルタ 233 a が嵌め込まれている。この可視光透過フィルタ 233 a は、約 400 nm 乃至 700 nm の波長帯域の光を透過させる光学フィルタである。

40

【0034】

他方の半円弧状の領域には、2 つの貫通孔が穿たれている。これら 2 つの貫通孔は、半円弧の弓形に湾曲した帯の形状に形成されており、それらの半円弧の中心は、何れも、第 1 回転板 233 の中心に一致している。また、これら 2 つの貫通孔は、この半円弧状の領域を占めており、さらに、この領域を径方向において二等分している。そして、これら 2 つの貫通孔には、第 1 回転板 233 の外側から中心に向かう順に、それぞれ、第 1 及び第 2 励起光透過フィルタ 233 b, 233 c が嵌め込まれている。

【0035】

第 1 及び第 2 励起光透過フィルタ 233 b, 233 c は、何れも、生体組織を励起させるための励起光を上記可視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

50

ルタ 233b, 233c が可視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。具体的には、第 1 励起光透過フィルタ 233b は、約 400nm 乃至 450nm の第 1 波長帯域の光のみを透過させ、第 2 励起光透過フィルタ 233c は、約 450nm 乃至 500nm の第 2 波長帯域の光のみを透過させる。

【0036】

第 1 モータ 234 は、上述した第 1 回転板 233 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、第 1 回転板 233 の中心軸と同軸な状態で、この第 1 回転板 233 の中心に固定されている。

【0037】

ステージ機構 235 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 234 が設置されている。このステージ機構 235 が正逆に駆動されると、第 1 モータ 234 の駆動軸に固定された第 1 回転板 233 が、可視光ランプ 231 から射出される可視光の光路に対し、垂直に挿抜される。

10

【0038】

第 2 モータ 236 は、このステージ機構 235 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 237 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 236 の駆動を制御するための回路である。

【0039】

なお、ステージ機構 235 には、ステージの位置を検出するための位置センサ 237a 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 237a 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 236 を駆動するように移動用ドライバ 237 に指示する。

20

【0040】

より具体的には、システムコントロール部 22 は、観察モードを通常観察モードに切り替えた際には、移動用ドライバ 237 を通じて第 2 モータ 236 を制御して、可視光の光路から第 1 回転板 233 が引き抜かれるまでステージ機構 235 を駆動する。

【0041】

また、このシステムコントロール部 22 は、観察モードを第 1 特殊観察モードに切り替えた際には、移動用ドライバ 237 を通じて第 2 モータ 236 を制御して、第 1 回転板 233 の回転中に第 1 励起光透過フィルタ 233b が可視光の光路内に繰り返し挿入される位置にこの第 1 回転板 233 が配置されるまで、ステージ機構 235 を駆動する。

30

【0042】

また、このシステムコントロール部 22 は、観察モードを第 2 特殊観察モードに切り替えた際には、移動用ドライバ 237 を通じて第 2 モータ 236 を制御して、第 1 回転板 233 の回転中に第 2 励起光透過フィルタ 233c が可視光の光路内に繰り返し挿入される位置にこの第 1 回転板 233 が配置されるまで、ステージ機構 235 を駆動する。

【0043】

同期用ドライバ 238 は、基準信号に従って第 1 モータ 234 の駆動を制御するための回路である。なお、第 1 回転板 233 の外周縁近傍には、この第 1 回転板 233 の回転位相を検出するための光センサ 238a が配置されており、同期用ドライバ 238 は、この光センサ 238a から出力される信号に基づいて、第 1 回転板 233 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、第 1 回転板 233 の回転位相を検出する手段は、光センサ 238a ではなく、例えば、第 1 モータ 234 に組み付けられる検出器（センサー）でも構わない。

40

【0044】

この同期用ドライバ 238 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、第 1 回転板 233 の可視光透過フィルタ 233a を可視光の光路に挿入し、第 2 のタイミングに合わせて、第 1 励起光透過フィルタ 233b を可視光の光路に挿入する。

【0045】

50

また、同期用ドライバ 2 3 8 は、第 2 特殊観察モードの時には、第 1 のタイミングで可視光透過フィルタ 2 3 3 a を可視光の光路に挿入し、第 2 タイミングで第 2 励起光透過フィルタ 2 3 3 c を可視光の光路に挿入する。

【 0 0 4 6 】

一方、第 2 光源部 2 4 は、白色光ランプ 2 4 1 , 電源回路 2 4 2 , ミラー 2 4 3 , 第 2 回転板 2 4 4 , 第 3 モータ 2 4 5 , ステージ機構 2 4 6 , 第 4 モータ 2 4 7 , 移動用ドライバ 2 4 8 , 及び、同期用ドライバ 2 4 9 を、備えている。

【 0 0 4 7 】

白色光ランプ 2 4 1 は、約 3 5 0 n m 乃至 7 0 0 n m の波長帯域全域の波長成分を持つ白色光を発する光源である。つまり、白色光ランプ 2 4 1 は、可視光と紫外光とを同時に射出する。電源回路 2 4 2 は、システムコントロール部 2 2 からの指示を受けて、白色光ランプ 2 4 1 へ電力を供給し、又はその供給を停止する回路である。ミラー 2 4 3 は、白色光ランプ 2 4 1 が発する白色光の光路を直角に折り曲げるための反射板である。

10

【 0 0 4 8 】

第 2 回転板 2 4 4 は、貫通孔が穿たれている円板とその貫通孔に嵌め込まれた光学フィルタとからなる。図 5 は、この第 2 回転板 2 4 4 の正面図である。この第 2 回転板 2 4 4 の中心とその外周縁との間の輪帯状の領域を、半円弧状の 2 つの領域に区分して順に説明する。

【 0 0 4 9 】

一方の半円弧状の領域には、1 つの貫通孔が穿たれている。この貫通孔は、四分円弧の弓形に湾曲した帯の形状に形成されており、その四分円弧の中心は、第 2 回転板 2 4 4 の中心に一致している。また、この貫通孔は、この半円弧状の領域を半分に区分したときの片側を、占めている。そして、この貫通孔には、可視光透過フィルタ 2 4 4 a が嵌め込まれている。この可視光透過フィルタ 2 4 4 a は、約 4 0 0 n m 乃至 7 0 0 n m の波長帯域の光を透過させる光学フィルタである。

20

【 0 0 5 0 】

他方の半円弧状の領域にも、1 つの貫通孔が穿たれている。この貫通孔は、半円弧の弓形に湾曲した帯の形状に形成されており、その半円弧の中心は、第 2 回転板 2 4 4 の中心に一致している。また、この貫通孔は、この半円弧状の領域を占めている。そして、この貫通孔には、第 3 励起光透過フィルタ 2 4 4 b が嵌め込まれている。この第 3 励起光透過フィルタ 2 4 4 b は、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り、具体的には、約 3 5 0 n m 乃至 4 0 0 n m の第 3 波長帯域の光のみを透過させる。

30

【 0 0 5 1 】

第 3 モータ 2 4 5 は、上述した第 2 回転板 2 4 4 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、第 2 回転板 2 4 4 の中心軸と同軸な状態で、この第 2 回転板 2 4 4 の中心に固定されている。

【 0 0 5 2 】

ステージ機構 2 4 6 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、白色光ランプ 2 4 1 , ミラー 2 4 3 , 及び、第 3 モータ 2 4 5 が、設置されている。このステージ上では、白色光ランプ 2 4 1 から射出される光の光路内にミラー 2 4 3 が挿入されており、また、第 3 モータ 2 4 5 の駆動軸に固定されている第 2 回転板 2 4 4 が白色光ランプ 2 4 1 とミラー 2 4 3 との間の光路に垂直に挿入されている。そして、このステージ機構 2 4 6 が正逆に駆動されると、ミラー 2 4 3 が、第 1 光源部 2 3 の可視光ランプ 2 3 1 とライトガイド 1 5 との間の光路に対し、挿抜される。

40

【 0 0 5 3 】

第 4 モータ 2 4 7 は、このステージ機構 2 4 6 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 2 4 8 は、システムコントロール部 2 2 からの指示を受けて、この第 4 モータ 2 4 7 の駆動を制御するための回路である。

50

【0054】

なお、ステージ機構246には、ステージの位置を検出するための位置センサ248a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248a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4モータ247を駆動するように移動用ドライバ248に指示する。

【0055】

より具体的には、システムコントロール部22は、観察モードを通常観察モード並びに第1及び第2観察モードに切り替えた際には、移動用ドライバ248を通じて第2モータ247を制御して、可視光の光路からミラー243が引き抜かれるまでステージ機構246を駆動する。従って、ライトガイド15の基端面には、通常観察モードでは、可視光が常時入射され、第1特殊観察モードでは、可視光と第1波長帯域の励起光が交互に入射され、第2特殊観察モードでは、可視光と第2波長帯域の励起光が交互に入射される。

10

【0056】

また、このシステムコントロール部22は、観察モードを第3特殊観察モードに切り替えた際には、移動用ドライバ248を通じて第4モータ247を制御して、ミラー243が可視光の光路内に挿入されるまで、ステージ機構246を駆動する。可視光の光路にミラー243が挿入された際には、可視光ランプ231が射出する可視光は、ミラー243によって遮られ、白色光ランプ241が射出して第2回転板244の何れかのフィルタ244a, 244bを透過した光が、ミラー243によって垂直に反射されてライトガイド15の基端面に入射する。

20

【0057】

同期用ドライバ249は、基準信号に従って第3モータ245の駆動を制御するための回路である。なお、第2回転板244の外周縁近傍には、この第2回転板244の回転位相を検出するための光センサ249aが配置されており、同期用ドライバ249は、この光センサ249aから出力される信号に基づいて、第2回転板244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、第2回転板244の回転位相を検出する手段は、光センサ249aではなく、例えば、第3モータ245に組み付けられる検出器(センサー)でも構わない。

【0058】

この同期用ドライバ249は、第3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、可視光透過フィルタ244a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3励起光透過フィルタ244bを白色光の光路に挿入する。従って、第3特殊観察モードでは、ライトガイド15の基端面に可視光と第3波長帯域の励起光が交互に入射される。

30

【0059】

画像処理部25は、撮像素子16から送られてくる画像信号に各種の処理を施してモニタ30へ出力するユニットである。具体的には、この画像処理部25は、図2に示されるように、初段処理回路251, 赤色成分用メモリ252r, 緑色成分用メモリ252g, 青色成分用メモリ252b, 輝度成分生成回路253, 第1輝度成分用メモリ254a, 第2輝度成分用メモリ254b, 患部画像データ生成回路255, スイッチ回路256, 加算器257, 後段処理回路258, 及び、ヒストグラム生成回路259を、備えている。

40

【0060】

初段処理回路251は、撮像素子16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251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251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。

【0061】

50

なお、この初段処理回路 251 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 252r, 252g, 252b へ出力し、第 2 のタイミングでは、各色成分用メモリ 252r, 252g, 252b へは出力しない。また、この初段処理回路 251 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、何れも輝度成分生成回路 253 へ出力する。

【0062】

各色成分用メモリ 252r, 252g, 252b は、初段処理回路 251 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 252r, 252g, 252b 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 257 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 258 へ出力される。

10

【0063】

輝度成分生成回路 253 は、初段処理回路 251 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 253 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。

【0064】

なお、この輝度成分生成回路 253 は、上記一周期中の第 1 のタイミングで初段処理回路 251 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 254a へ出力し、第 2 のタイミングで初段処理回路 251 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 254b へ出力する。

20

【0065】

各輝度成分用メモリ 254a, 254b 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 254a, 254b 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 255 へ出力する。

【0066】

患部画像データ生成回路 255 は、各輝度成分用メモリ 254a, 254b 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 255 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

【0067】

スイッチ回路 256 は、患部画像データ生成回路 255 と加算器 257 との間を開閉するための回路である。このスイッチ回路 256 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 257 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 257 へ出力させる。

40

【0068】

加算器 257 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 257 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 258 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 258 へ送る。

【0069】

後段処理回路 258 は、加算器 257 から出力される R 成分画像データと、G 成分用メモリ 252g 及び B 成分用メモリ 252b からそれぞれ出力される G 成分画像データ及び

50

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258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。この後段処理回路258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。

【0070】

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。

【0071】

ヒストグラム生成回路259は、度数分布データを生成するための回路である。具体的には、このヒストグラム生成回路259は、システムコントロール部22からの要求を受けて、第2輝度成分用メモリ254bからY成分画像データを取得し、取得したY成分画像データについて、同じ階調値を持つ画素の個数を例えば0乃至255の階調値毎に計数することにより、度数分布データを生成する。

10

【0072】

ところで、このシステムコントロール部22は、操作部10b上のスイッチSWからの信号を受信すると、所定の励起光が試験的に挿入部10aの先端から射出されるように第1及び第2光源部23、24を制御するとともに、その励起光の射出中に、上記のヒストグラム生成回路259に対して度数分布データを要求して受け取る処理を、実行する。

【0073】

具体的には、システムコントロール部22は、まず、第2光源部24の移動用ドライバ248を制御して、ミラー243を可視光の光路から引き抜くとともに、第1光源部23の移動用ドライバ237及び同期用ドライバ238を制御して、第1回転板233の可視光透過フィルタ233aと第1励起光透過フィルタ233bとを可視光の光路に交互に挿入させる。

20

【0074】

すると、ライトガイド15の基端面には、可視光と第1波長帯域の励起光とが交互に導入されるため、配光レンズ11からは、可視光と第1波長帯域の励起光が射出される。このとき、撮像素子16は、光が入射すると否とに拘わらず、画像信号を生成し続ける。

【0075】

一方、ライトガイド15の基端面への可視光と第1波長帯域の励起光の導入を開始した後、システムコントロール部22は、画像処理部25内のヒストグラム生成回路259に度数分布データの送信を要求する。

30

【0076】

ヒストグラム生成回路259は、この要求を受けて、第2輝度成分用メモリ254bからY成分画像データを或るタイミングで取得する。但し、第1輝度成分用メモリ254aからはY成分画像データを取得しない。従って、ヒストグラム生成回路259は、挿入部10aの先端から励起光が射出されたときに撮像素子16によって生成された画像データに対して、処理を行い、可視光が射出されたときのそれに対しては、処理を行わない。

【0077】

このヒストグラム生成回路259は、Y成分画像データを取得すると、取得したY成分画像データに基づいて度数分布データを生成する。図6及び図7は、この度数分布データに基づいて作成された線グラフを示す。図6は、50よりも低い側の階調値にピークを持つ線グラフの例を示しており、図7は、50よりも高い側の階調値にピークを持つ線グラフの例を示している。そして、ヒストグラム生成回路259は、このような度数分布データを生成すると、それをシステムコントロール部22へ送信する。

40

【0078】

システムコントロール部22は、度数分布データを取得すると、第1光源部23の移動用ドライバ237及び同期用ドライバ238を制御して、可視光と第1波長帯域の励起光のライトガイド15への導入を停止させる。

50

【0079】

続いて、システムコントロール部22は、取得した度数分布データにおける最大の画素数（ピーク）を持つ階調値が閾値を超えているか否かを判別する。なお、本実施形態では、閾値は50に設定されている。従って、システムコントロール部22は、図6の線グラフに示されるような度数分布データを取得した場合には、最大画素数を持つ階調値が閾値を超えていないと判別し、図7の線グラフに示されるような度数分布データを取得した場合には、最大画素数を持つ階調値が閾値を超えていると判別する。

【0080】

このシステムコントロール部22は、最大画素数を持つ階調値が閾値を超えていないと判別したときには、図示せぬRAM内に記憶されている第1試験光フラグを“0”に切り替え、最大画素数を持つ階調値が閾値を超えていると判別したときには、第1試験光フラグを“1”に切り替える。

10

【0081】

次に、システムコントロール部22は、第1光源部23の移動用ドライバ237及び同期用ドライバ238を制御して、第1回転板233の可視光透過フィルタ233aと第2励起光透過フィルタ233cとを可視光の光路に交互に挿入させる。

【0082】

すると、ライトガイド15の基端面には、可視光と第2波長帯域の励起光とが交互に導入されるため、配光レンズ11からは、可視光と第2波長帯域の励起光が射出される。このとき、撮像素子16は、光が入射すると否とに拘わらず、画像信号を生成し続ける。

20

【0083】

一方、ライトガイド15の基端面への可視光と第2波長帯域の励起光の導入を開始した後、システムコントロール部22は、画像処理部25内のヒストグラム生成回路259に度数分布データの送信を要求する。このヒストグラム生成回路259は、この要求を受けて、第1波長帯域の励起光を射出したときと同様に、第2輝度成分用メモリ254bからY成分画像データを或るタイミングで取得し、このY成分画像データに基づいて度数分布データを生成し、これをシステムコントロール部22へ送信する。

【0084】

システムコントロール部22は、度数分布データを取得すると、第1光源部23の移動用ドライバ237及び同期用ドライバ238を制御して、可視光と第1波長帯域の励起光のライトガイド15への導入を停止させ、続いて、取得した度数分布データにおける最大の画素数（ピーク）を持つ階調値が閾値を超えているか否かを判別する。

30

【0085】

そして、システムコントロール部22は、図6のように最大画素数を持つ階調値が閾値を超えていないと判別したときには、図示せぬRAM内に記憶されている第2試験光フラグを“0”に切り替え、図7のように最大画素数を持つ階調値が閾値を超えていると判別したときには、第2試験光フラグを“1”に切り替える。

【0086】

システムコントロール部22は、このようにして、第1波長帯域及び第2波長帯域の励起光を試験光として射出することによって、第1試験光フラグ及び第2試験光フラグを決定した後、この第1及び第2試験光フラグの組み合わせに基づいて、観察モードを切り替える。

40

【0087】

図8は、第1及び第2試験光フラグの組み合わせと観察モードとの関係を示す表である。図8に示されるように、システムコントロール部22は、第1及び第2試験光フラグの組み合わせが“0”と“0”であった場合には、観察モードを通常観察モードに切り替え、“0”と“1”であった場合には、観察モードを第1特殊観察モードに切り替え、“1”と“0”であった場合には、観察モードを第2特殊観察モードに切り替え、“1”と“1”であった場合には、観察モードを第3特殊観察モードに切り替える。

【0088】

50

システムコントロール部 22 は、このようにして観察モードを切り替えた後、第 1 及び第 2 光源部 23, 24 を制御して、観察モードに応じた光をライトガイド 15 の基端面に導入させる。

【0089】

具体的には、システムコントロール部 22 は、通常観察モードに切り替えた時には、各移動用ドライバ 237, 248 を制御して、第 1 回転板 233 とミラー 243 を可視光の光路から引き抜く。

【0090】

また、システムコントロール部 22 は、第 1 特殊観察モードに切り替えたときには、各移動用ドライバ 237, 248 を制御して、ミラー 243 を可視光の光路から引き抜くとともに第 1 回転板 233 をその光路に挿入し、その後、同期用ドライバ 238 を制御して、可視光透過フィルタ 233a と第 1 励起光透過フィルタ 233b とを可視光の光路に交互に挿入させる。

【0091】

また、システムコントロール部 22 は、第 2 特殊観察モードに切り替えたときには、各移動用ドライバ 237, 248 を制御して、ミラー 243 を可視光の光路から引き抜くとともに第 1 回転板 233 をその光路に挿入し、その後、同期用ドライバ 238 を制御して、可視光透過フィルタ 233a と第 2 励起光透過フィルタ 233c とを可視光の光路に交互に挿入させる。

【0092】

また、システムコントロール部 22 は、第 3 特殊観察モードに切り替えたときには、移動用ドライバ 248 を制御して、ミラー 243 を可視光の光路に挿入し、その後、同期用ドライバ 249 を制御して、可視光透過フィルタ 244a と第 3 励起光透過フィルタ 244b とを白色光の光路に交互に挿入させる。

【0093】

システムコントロール部 22 は、このようにして、観察モードに応じた光のライトガイド 15 の基端面への導入を開始した後、図示せぬ操作盤に観察モード切替終了の旨を表示する。

【0094】

上述した電子内視鏡システムには、電子内視鏡 10 の挿入部 10a の先端に着脱自在に装着するための 3 つのキャップが、用意されている。これら 3 つのキャップは、互いに異なる光学特性を持つ光学フィルタをそれぞれ有しているが、何れも、同じ形状に形成されている。そこで、以下では 3 つのキャップを区別することなく、それらキャップ及びその装着構造について説明する。

【0095】

図 9 は、このキャップ 40 及びその装着構造を説明するための斜視図である。また、図 10 は、このキャップ 40 の背面図であり、図 11 は、図 10 の A - A 線に沿って切断されたキャップ 40 を図 10 の下方から見たときの断面側面図であり、図 12 は、挿入部 10a の先端へのキャップ 40 の装着方法を説明するための説明図である。

【0096】

電子内視鏡 10 の挿入部 10a は、円柱状に形成されている。但し、図 9 に示されるように、挿入部 10a の先端から操作部 10b に向かった所定幅の部分 10d は、それ以外の部分より若干量だけ外径が細くなるように、形成されている。以下、外径が細くなっている部分 10d を、“細径突出部”と表記する。

【0097】

この細径突出部 10d は、図 9 に示されるように、D カット形状に形成されており、その外周面のうち、平坦な部分 (D カット形状におけるカット面) 10p 以外には、その周方向に沿って、断面半円状の一本のキー溝 10k が形成されている。なお、配光レンズ 11 が嵌め込まれた貫通孔の口、対物レンズ 12 が嵌め込まれた貫通孔の口、及び、鉗子口 13 は、細径突出部 10d の先端面に形成されている。

10

20

30

40

50

【0098】

これに対し、キャップ40は、扁平な有底の略円筒状に形成されており、挿入部10aの外径とほぼ同じ外径を有している。但し、キャップ40の内周面は、円柱状では無く、図10に示されるように、Dカット形状に形成されている。また、図11に示されるように、キャップ40の内周面のうち、平坦な部分(Dカット形状におけるカット面)40p以外には、その周方向に沿って、断面半円状の一本のキー40kが突出形成されている。そして、キャップ40本体は、外力により僅かに変形され得る樹脂などの材料によって製造されている。

【0099】

また、キャップ40の底部には、3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、光学フィルタ41, 42が嵌め込まれている。一方の光学フィルタ41は、約350nm乃至700nmを含む全ての波長帯域の光を透過させる透過フィルタである。他方の光学フィルタ42は、所定の波長帯域の光だけを除去する除去フィルタである。残りの1つの貫通孔43には、何も嵌め込まれていない。

【0100】

以上のように挿入部10aの先端とキャップ40とが構成されるので、キャップ40を挿入部10aの先端に装着する際には、以下のようにすればよい。すなわち、挿入部10aの細径突出部10dにおける平坦面10pと、キャップ40の内側の平坦面40pとが接触するようにして、図12に示されるように、挿入部10aの細径突出部10dをキャップ40の内側に嵌め込めれば良い。

【0101】

細径突出部10dをキャップ40の奥まで押し込むと、キャップ40のキー40kが細径突出部10dのキー溝10kに嵌り込み、キャップ40が挿入部10aの先端に堅牢に固定される。

【0102】

そして、このようにキャップ40が挿入部10aの先端に固定された場合、配光レンズ11の前方に透過フィルタ41が位置し、対物レンズ12の前方に除去フィルタ42が位置し、鉗子口13の前方に貫通孔43が位置する。このとき、挿入部10aをその前方から見ると、透過フィルタ41は配光レンズ11と重なり、除去フィルタ42は対物レンズ12と重なり、貫通孔43は鉗子口13と重なっている。

【0103】

なお、キャップ40の内周面と細径突出部10dとは、ともにDカット形状であることから、キャップ40が細径突出部10dに固定された際には、キャップ40は回転不能となっている。従って、挿入部10aをその前方から見たときに、透過フィルタ41が配光レンズ11からずれた位置に存在していたり、除去フィルタ42が対物レンズ12からずれた位置に存在していたり、貫通孔43が鉗子口13からずれた位置に存在していたりすることがない。

【0104】

挿入部10aの先端とキャップ40とがこのように構成されているため、配光レンズ11を通過した光は、必ず、透過フィルタ41を透過することとなり、また、対物レンズ12へ入射しようとする光は、必ず、除去フィルタ42を透過することとなる。

【0105】

なお、キャップ40の底部の内面において、除去フィルタ42の嵌め込まれた貫通孔の縁には、筒状の突出部44が、キャップ40と一体に形成されている。そして、細径突出部10dがキャップ40の奥まで押し込まれると、この突出部44の先端面は、細径突出部10dの先端面に当接し、この突出部44は、除去フィルタ42と対物レンズ12とに挟まれた空間を密閉する。これにより、配光レンズ11から射出される光が除去フィルタ42と対物レンズ12との間に侵入することが、防止されている。

【0106】

電子内視鏡システムに用意される3つのキャップは、何れも、上述した形状に形成され

10

20

30

40

50

ており、透過フィルタ41が透過させる光の波長帯域は、3つのキャップとも共通しているが、除去フィルタ42が除去する励起光の波長帯域は、キャップ毎に異なっている。

【0107】

第1のキャップの除去フィルタは、第1特殊観察モードの時に第1光源部23から射出される励起光(400nm~450nm)と同じ第1波長帯域の光を除去する。第2のキャップの除去フィルタは、第2特殊観察モードの時に第1光源部23から射出される励起光(450nm~500nm)と同じ第2波長帯域の光を除去する。第3のキャップの除去フィルタは、第3特殊観察モードの時に第2光源部24から射出される励起光(350nm~400nm)と同じ第3波長帯域の光を除去する。

【0108】

なお、上述したように、3つのキャップ40は、何れも同じ形状に形成されているが、このように同形状のキャップが3つ用意されていると、操作者が、キャップの外観から、除去フィルタの波長特性を区別できない虞がある。そこで、図9に示されるように、各キャップの側面には、それらを個別に識別するための識別情報が記載されている。

【0109】

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。

【0110】

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の先端からキャップ40を取り外した状態で、この挿入部10aの先端を何にも対向させずに、操作部10bのスイッチSWを押下する。

【0111】

すると、配光レンズ11からは、可視光と第1波長帯域の励起光が試験光として交互に射出される。しかし、挿入部10aの先端は何にも対向していないことから、対物レンズ12に入射する光が殆ど無く、撮像素子16にも光が殆ど入射しない。そのため、低い側の階調値にピークを持つ図6のような度数分布データが、ヒストグラム生成回路259からシステムコントロール部22へ引き渡される。これにより、システムコントロール部22は、最大の画素数を持つ階調値が閾値を超えていないと判別し、第1試験光フラグを“0”に切り替える。

【0112】

この後、配光レンズ11からは、可視光と第2波長帯域の励起光が試験光として交互に射出される。しかし、挿入部10aの先端は何にも対向していないことから、やはり、対物レンズ12に入射する光が殆ど無く、撮像素子16にも光が殆ど入射しない。そのため、低い側の階調値にピークを持つ図6のような同数分布データが、ヒストグラム生成回路259からシステムコントロール部22へ引き渡される。これにより、システムコントロール部22は、最大の画素数を持つ階調値が閾値を超えていないと判別し、第2試験光フラグを“0”に切り替える。

【0113】

この結果、システムコントロール部22は、第1及び第2試験光フラグが共に“0”であることに基づいて、観察モードを通常観察モードに切り替え(図8参照)、電子内視鏡10の挿入部10aの先端からは、可視光が連続的に射出されるようになり、図示せぬ操作盤には、観察モード切替終了の旨が、表示される。

【0114】

このようにして観察モードが通常観察モードに切り替えられた後、操作者が、挿入部10aを体腔内に挿入すると、その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、撮像素子16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。

【0115】

10

20

30

40

50

撮像面上に形成された通常像は、撮像素子 16 によって撮像され、画像信号が画像処理部 25 へ出力される。画像処理部 25 では、初段処理回路 251 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 258 へ出力され、後段処理回路 258 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。

【0116】

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。

【0117】

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 の挿入部 10a を一旦体腔外に引き抜き、挿入部 10a の先端に第 1 のキャップを装着し、蛍光を発することのない白い紙に挿入部 10a の先端を対向させ、操作部 10b に設けられているスイッチ SW を操作する。

【0118】

すると、配光レンズ 11 からは、可視光と第 1 波長帯域の励起光とが試験光として交互に射出される。これら可視光と第 1 波長帯域の励起光は、透過フィルタ 41 を透過して、白い紙に交互に照射される。

【0119】

そして、この白い紙で反射された第 1 波長帯域の励起光のうちの除去フィルタ 42 に入射した励起光は、その除去フィルタ 42 によって約 400 nm 乃至 450 nm の波長成分を除去される。つまり、第 1 波長帯域の励起光は、この除去フィルタ 42 において完全に除去される。

【0120】

このため、撮像素子 16 には、第 1 波長帯域の励起光が入射しないので、低い側の階調値にピークを持つ図 6 のような度数分布データが、ヒストグラム生成回路 259 からシステムコントロール部 22 へ引き渡される。これにより、システムコントロール部 22 は、最大の画素数を持つ階調値が閾値を超えていないと判別し、第 1 試験光フラグを “0” に切り替える。

【0121】

この後、配光レンズ 11 からは、可視光と第 2 波長帯域の励起光が試験光として交互に射出される。これら可視光と第 2 波長帯域の励起光は、透過フィルタ 41 を透過して、白い紙に交互に照射される。

【0122】

そして、この白い紙で反射された第 2 波長帯域の励起光のうちの除去フィルタ 42 に入射した励起光は、その除去フィルタ 42 によって約 400 nm 乃至 450 nm の波長成分を除去される。つまり、第 2 波長帯域の励起光は、この除去フィルタ 42 を素通りする。

【0123】

このため、撮像素子 16 には、第 2 波長帯域の励起光が入射するので、高い側の階調値にピークを持つ図 7 のような度数分布データが、ヒストグラム生成回路 259 からシステムコントロール部 22 へ引き渡される。これにより、システムコントロール部 22 は、最大の画素数を持つ階調値が閾値を超えていると判別し、第 2 試験光フラグを “1” に切り替える。

【0124】

この結果、システムコントロール部 22 は、第 1 試験光フラグが “0” であって第 2 試験光フラグが “1” であることに基づいて、観察モードを第 1 特殊観察モードに切り替え（図 8 参照）、電子内視鏡 10 の挿入部 10a の先端からは、可視光と第 1 波長帯域の励起光とが交互に射出されるようになり、図示せぬ操作盤には、観察モード切替終了の旨が、表示される。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 5 】

このようにして観察モードが第1特殊観察モードに切り替えられた後、操作者が、再度、挿入部10aの先端を体腔内に挿入し、操作部10bに備えられているアングルノブを操作して、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、挿入部10aの先端を対向させる。

【 0 1 2 6 】

体腔内に照射された可視光は、体腔内を照明する。そして、体腔壁の表面で反射された照明光の一部が、第1のキャップの除去フィルタ42へ向かうが、その除去フィルタ42に入射した照明光は、その除去フィルタ42によって第1波長帯域の波長成分を除去された後、対物レンズ12を介して撮像素子16の撮像面へ入射する。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

【 0 1 2 7 】

一方、体腔内に照射された第1波長帯域の励起光は、体腔壁下の生体組織を励起するとともに、体腔壁の表面で反射される。そして、体腔壁下の生体組織が発した蛍光と体腔壁の表面で反射された励起光とを含む光の一部が、第1のキャップの除去フィルタ42へ向かうが、その除去フィルタ42に入射した光は、その除去フィルタ42によって第1波長帯域の波長成分を除去される。つまり、この除去フィルタ42を蛍光だけが透過する。図13は、第1のキャップの除去フィルタ42を透過し得る波長帯域を示す分光図である。この除去フィルタ42を透過した蛍光は、対物レンズ12を介して撮像素子16の撮像面へ入射する。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。

20

【 0 1 2 8 】

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16によって撮像され、それらの画像信号が画像処理部25へ順次出力される。画像処理部25では、初段処理回路251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252r, 252g, 252bと輝度成分生成回路253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253へ出力する。

【 0 1 2 9 】

輝度成分生成回路253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254a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254bへ出力する。そして、第1及び第2輝度成分用メモリ254a, 254b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255が、患部画像データを生成する。

30

【 0 1 3 0 】

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258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。

【 0 1 3 1 】

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。

40

【 0 1 3 2 】

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の挿入部10aを一旦体腔外に引き抜き、挿入部10aの先端から第1のキャップを取り外して第2のキャップをその先端に装着し、蛍光を発することのない白い紙に挿入部10a

50

の先端を対向させ、操作部 10 b に備えられているスイッチ S W を押下する。

【0133】

すると、可視光と第 1 波長帯域の励起光が、試験光として、挿入部 10 a の先端から白い紙に交互に照射され、白い紙で反射された第 1 波長帯域の励起光の一部が、第 2 のキャップの除去フィルタ 4 2 を素通りして、撮像素子 1 6 に入射する。このため、図 7 のような度数分布データが、ヒストグラム生成回路 2 5 9 からシステムコントロール部 2 2 へ引き渡され、第 1 試験光フラグが、“ 1 ” に切り替わる。

【0134】

その後、可視光と第 2 波長帯域の励起光が、試験光として、挿入部 10 a の先端から白い紙に交互に照射され、白い紙で反射された第 2 波長帯域の励起光の一部が、第 2 のキャップの除去フィルタ 4 2 に除去され、撮像素子 1 6 には光が入射しない。このため、図 6 のような度数分布データが、ヒストグラム生成回路 2 5 9 からシステムコントロール部 2 2 へ引き渡され、第 2 試験光フラグが、“ 0 ” に切り替わる。

10

【0135】

この結果、システムコントロール部 2 2 は、第 1 試験光フラグが“ 1 ”であって第 2 試験光フラグが“ 0 ”であることに基づいて、観察モードを第 2 特殊観察モードに切り替え（図 8 参照）、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a の先端からは、可視光と第 2 波長帯域の励起光とが交互に射出されるようになり、図示せぬ操作盤には、観察モード切替終了の旨が表示される。

【0136】

このようにして観察モードが第 2 特殊観察モードに切り替えられた後、操作者が、再度、挿入部 1 0 a の先端を体腔内に挿入し、操作部 1 0 b に備えられているアングルノブを操作して、モニタ 3 0 上の通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対し、挿入部 1 0 a の先端を対向させる。

20

【0137】

体腔内に照射された可視光は、体腔内を照明する。そして、体腔壁の表面で反射された照明光の一部が、第 2 のキャップの除去フィルタ 4 2 へ向かうが、その除去フィルタ 4 2 に入射した照明光は、その除去フィルタ 4 2 によって第 1 波長帯域の波長成分を除去された後、対物レンズ 1 2 を介して撮像素子 1 6 の撮像面へ入射する。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。

30

【0138】

一方、体腔内に照射された第 2 波長帯域の励起光は、体腔壁下の生体組織を励起するとともに、体腔壁の表面で反射される。そして、体腔壁下の生体組織が発した蛍光と体腔壁の表面で反射された励起光とを含む光の一部が、第 2 のキャップの除去フィルタ 4 2 へ向かうが、その除去フィルタ 4 2 に入射した光は、その除去フィルタ 4 2 によって第 2 波長帯域の波長成分を除去される。つまり、この除去フィルタ 4 2 を蛍光だけが透過する。図 1 4 は、第 2 のキャップの除去フィルタ 4 2 を透過し得る波長帯域を示す分光図である。この除去フィルタ 4 2 を透過した蛍光は、対物レンズ 1 2 を介して撮像素子 1 6 の撮像面へ入射する。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。

40

【0139】

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 5 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 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。

【0140】

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 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 1 0 の挿入部 1 0 a を一旦体腔外に引き抜き、挿入部 1 0 a の先端から第 2 のキャップを取り外して第 3 のキャップをその先端に装着し、蛍光を発することのない白い紙に挿入部 1 0 a

50

の先端を対向させ、操作部 10 b に備えられているスイッチ S W を押下する。

【0141】

すると、可視光と第 1 波長帯域の励起光が、試験光として、挿入部 10 a の先端から白い紙に交互に照射され、白い紙で反射された第 1 波長帯域の励起光の一部が、第 2 のキャップの除去フィルタ 4 2 を素通りして、撮像素子 1 6 に入射する。このため、図 7 のような度数分布データが、ヒストグラム生成回路 2 5 9 からシステムコントロール部 2 2 へ引き渡され、第 1 試験光フラグが、“ 1 ” に切り替わる。

【0142】

その後、可視光と第 2 波長帯域の励起光が、試験光として、挿入部 10 a の先端から白い紙に交互に照射され、白い紙で反射された第 2 波長帯域の励起光の一部が、第 2 のキャップの除去フィルタ 4 2 を素通りして、撮像素子 1 6 に入射する。このため、図 7 のような度数分布データが、ヒストグラム生成回路 2 5 9 からシステムコントロール部 2 2 へ引き渡され、第 2 試験光フラグが、“ 1 ” に切り替わる。

10

【0143】

この結果、システムコントロール部 2 2 は、第 1 及び第 2 試験光フラグが共に“ 1 ”であることに基づいて、観察モードを第 3 特殊観察モードに切り替え（図 8 参照）、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a の先端からは、可視光と第 3 波長帯域の励起光とが交互に射出されるようになり、図示せぬ操作盤には、観察モード切替終了の旨が、表示される。

【0144】

このようにして観察モードが第 3 特殊観察モードに切り替えられた後、操作者が、再度、挿入部 1 0 a の先端を体腔内に挿入し、操作部 1 0 b に備えられているアングルノブを操作して、モニタ 3 0 上の通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対し、挿入部 1 0 a の先端を対向させる。

20

【0145】

体腔内に照射された可視光は、体腔内を照明する。そして、体腔壁の表面で反射された照明光の一部が、第 3 のキャップの除去フィルタ 4 2 へ向かうが、その除去フィルタ 4 2 に入射した照明光は、その除去フィルタ 4 2 によって第 3 波長帯域の波長成分を除去された後（つまり素通りした後）、対物レンズ 1 2 を介して撮像素子 1 6 の撮像面へ入射する。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。

30

【0146】

一方、体腔内に照射された第 3 波長帯域の励起光は、体腔壁下の生体組織を励起するとともに、体腔壁の表面で反射される。そして、体腔壁下の生体組織が発した蛍光と体腔壁の表面で反射された励起光とを含む光の一部が、第 3 のキャップの除去フィルタ 4 2 へ向かうが、その除去フィルタ 4 2 に入射した光は、その除去フィルタ 4 2 によって第 3 波長帯域の波長成分を除去される。つまり、この除去フィルタ 4 2 を蛍光だけが透過する。図 1 5 は、第 3 のキャップの除去フィルタ 4 2 を透過し得る波長帯域を示す分光図である。この除去フィルタ 4 2 を透過した蛍光は、対物レンズ 1 2 を介して撮像素子 1 6 の撮像面へ入射する。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。

40

【0147】

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 5 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 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。

【0148】

以上に説明したように、本実施形態の電子内視鏡システムによれば、操作者は、3 つのキャップ 4 0 の中から 1 つを選んで、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 0 a の先端にそのキャップ 4 0 を装着し、白い紙をその先端に対向させ、操作部 1 0 b 上のスイッチ S W を押下するだけで、観察モードを特殊観察モードに切り替えることができる。然も、挿入部 1 0 a

50

の先端に装着されているキャップを取り外して、そのキャップとは別のキャップを挿入部 10 a の先端に装着し、白い紙をその先端に対向させ、操作部 10 b 上のスイッチ S W を押下するだけで、観察モードを別の特殊観察モードに切り替えることができる。従って、操作者は、特殊観察に使用される励起光の波長帯域を簡単に変更することができる。

【0149】

また、このようにして観察モードが何れかの特殊観察モードに切り替えられると、挿入部 10 a の先端からは、挿入部 10 a の先端に装着されているキャップ 40 の有する除去フィルタが除去できる光の波長帯域と同じ波長帯域の励起光が、射出される。そのため、撮像素子 16 へ向かう光の中からは、励起光の波長帯域と同じ波長帯域の光が、必ず除去される。従って、どのキャップ 40 が挿入部 10 a の先端に装着されても、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防止されることとなる。

10

【0150】

また、本実施形態の電子内視鏡システムによれば、励起光の波長帯域に拘らない場合には、3つのキャップ 40 の中から識別情報を見ずに適当に選択した1つのキャップ 40 を挿入部 10 a の先端に装着するだけで済む。このようにキャップ 40 を適当に選択した場合でも、そのキャップ 40 に対応する波長帯域の励起光が使用される特殊観察モードに切り替えられる。従って、操作者にとっては、電子内視鏡システムの操作に気を取られることなく、体腔内の観察に集中することができる。

【0151】

さらに、本実施形態の電子内視鏡システムによれば、操作者は、電子内視鏡 10 の挿入部 10 a の先端からキャップ 40 を取り外して操作部 10 b 上のスイッチ S W を押下するだけで、観察モードを通常観察モードに簡単に切り替えることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0152】

【図1】本実施形態の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】第1及び第2光源部を概略的に示す構成図

【図4】第1回転板の正面図

【図5】第2回転板の正面図

30

【図6】低い階調値にピークを持つ度数分布グラフ

【図7】高い階調値にピークを持つ度数分布グラフ

【図8】第1及び第2試験光フラグの組み合わせと観察モードとの関係を示す表

【図9】キャップ及びその装着構造を説明するための斜視図

【図10】キャップの背面図

【図11】図10のA-A切断面を図10の下方から見たときの断面側面図

【図12】挿入部の先端へのキャップの装着方法を説明するための説明図

【図13】第1のキャップの装着時に撮像素子に入力する光の波長帯域を示す分光図

【図14】第2のキャップの装着時に撮像素子に入力する光の波長帯域を示す分光図

【図15】第3のキャップの装着時に撮像素子に入力する光の波長帯域を示す分光図

40

【符号の説明】

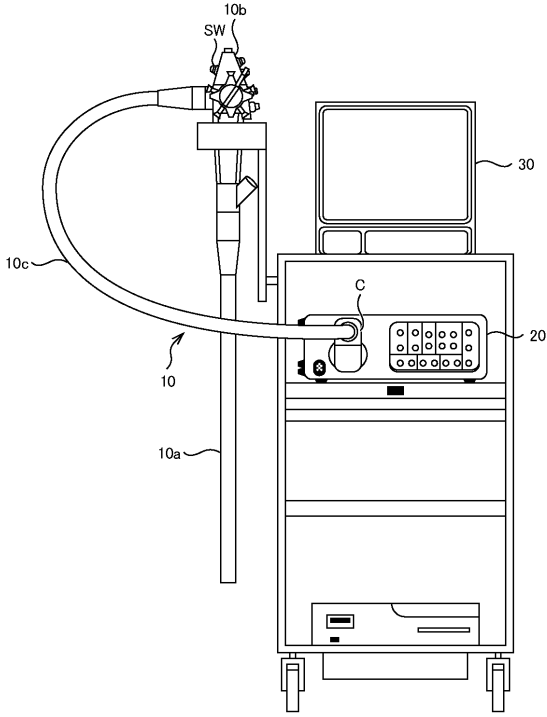
【0153】

10	電子内視鏡
10 a	挿入部
10 b	操作部
10 c	可撓管
10 d	細径突出部
10 k	キー溝
11	配光レンズ
12	対物レンズ

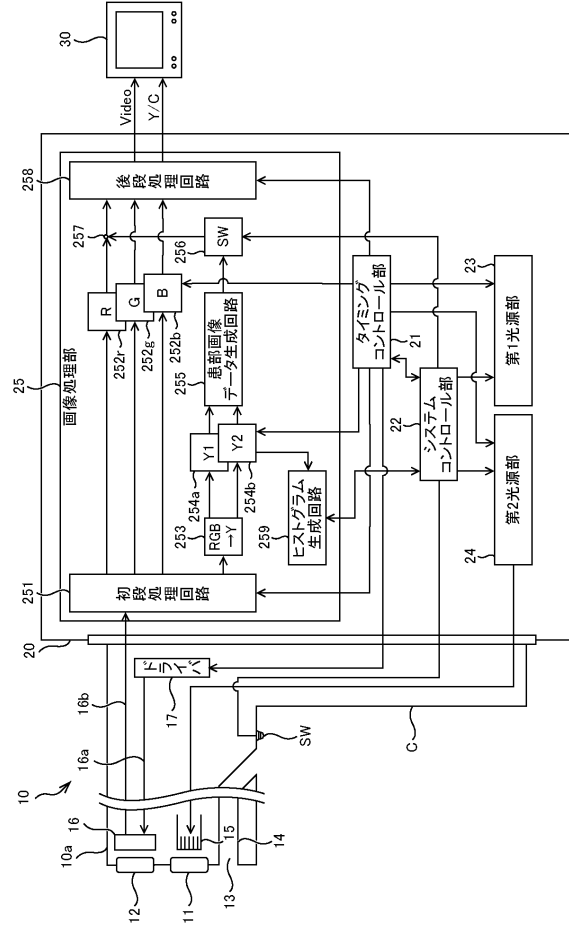
50

1 3	鉗子口	
1 5	ライトガイド	
1 6	撮像素子	
1 7	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	第1光源部	
2 3 1	可視光ランプ	
2 3 3	第1回転板	10
2 3 3 a	可視光透過フィルタ	
2 3 3 b	第1励起光透過フィルタ	
2 3 3 c	第2励起光透過フィルタ	
2 3 4	第1モータ	
2 3 5	ステージ機構	
2 4	第2光源部	
2 4 1	白色光ランプ	
2 4 4	第2回転板	
2 4 4 a	可視光透過フィルタ	
2 4 4 b	第3励起光透過フィルタ	20
2 4 5	第3モータ	
2 4 6	ステージ機構	
2 5	画像処理部	
2 5 1	初段処理回路	
2 5 3	輝度成分生成回路	
2 5 4 a	第1輝度成分用メモリ	
2 5 4 b	第2輝度成分用メモリ	
2 5 9	ヒストグラム生成回路	
3 0	モニタ	
4 0	キャップ	30
4 0 k	キー	
4 1	透過フィルタ	
4 2	除去フィルタ	

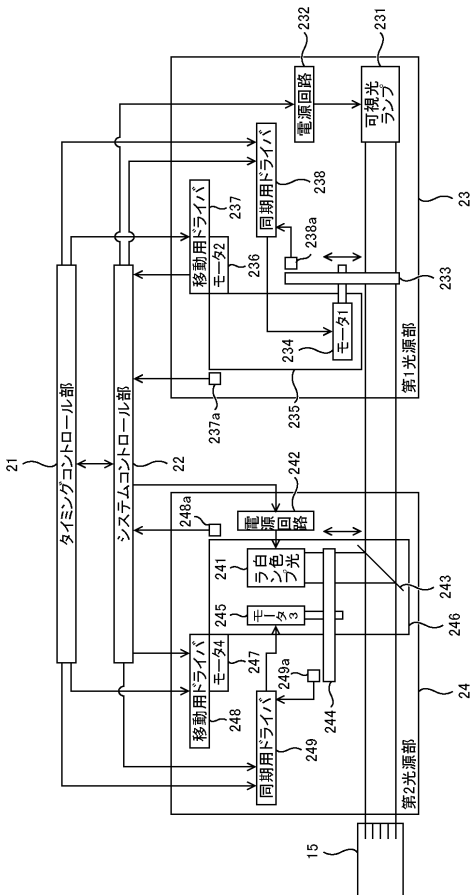
【 図 1 】



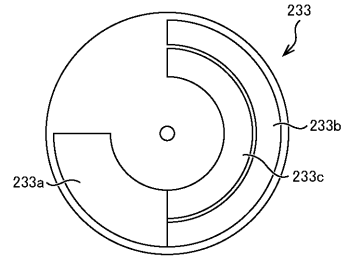
【 図 2 】



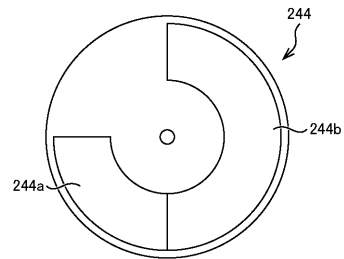
【 図 3 】



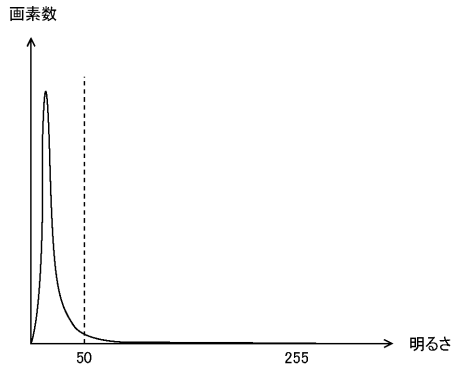
【 図 4 】



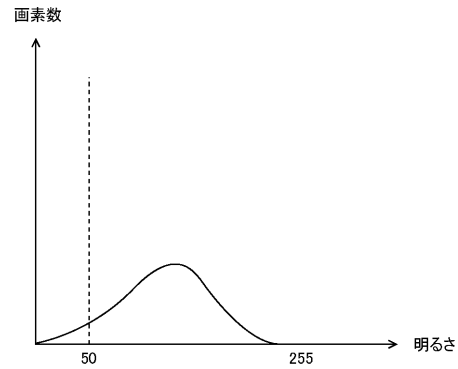
【 図 5 】



【 図 6 】



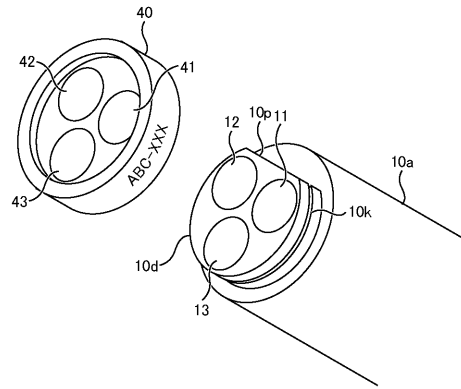
【 図 7 】



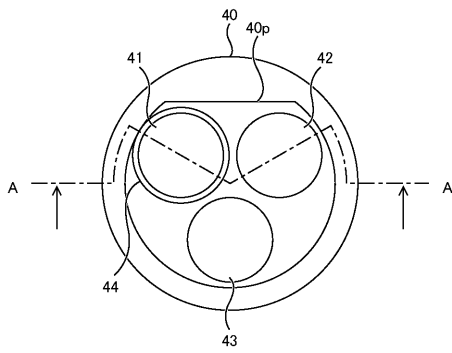
【 図 8 】

	第1試験光フラグ (試験光波長 400nm~450nm)	第2試験光フラグ (試験光波長 450nm~500nm)	観察モード (励起光波長帯域)
キャップなし	0	0	通常観察モード
キャップ1 (透過波長 450nm~700nm)	0	1	第1特殊観察モード (400nm~450nm)
キャップ2 (透過波長 400nm~450nm 500nm~700nm)	1	0	第2特殊観察モード (450nm~500nm)
キャップ3 (透過波長 400nm~700nm)	1	1	第3特殊観察モード (350nm~400nm)

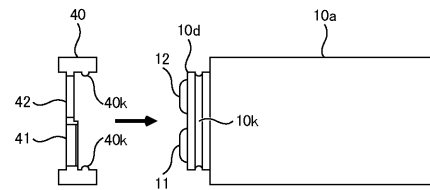
【 図 9 】



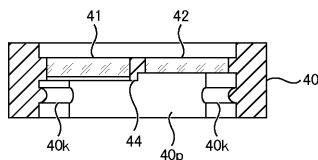
【 図 10 】



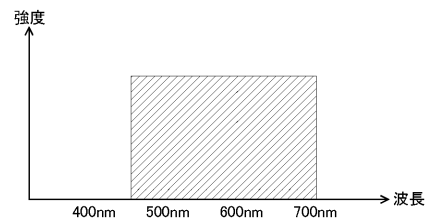
【 図 12 】



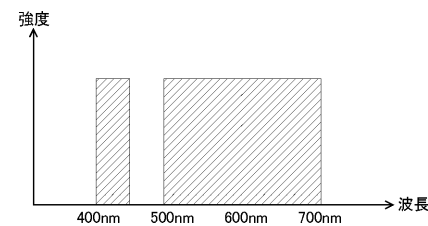
【 図 11 】



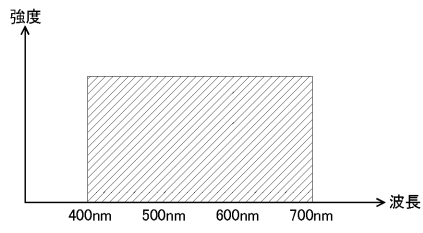
【 図 13 】



【 図 14 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

【要約の続き】

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2005081079A	公开(公告)日	2005-03-31
申请号	JP2003319943	申请日	2003-09-11
[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	杉本秀夫		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/00.300.P A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/045.622 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA07 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR22 4C061/VV01 4C161/AA01 4C161/AA07 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/VV01		
其他公开文献	JP4394402B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了正常显示的情况下顺序地监视特殊图像生成基于所述图像和所述荧光图像允许选择的激发光，也自然，杂散光即使选择任何波长带的波长带提供了一种能够防止图像与荧光图像混合的内窥镜系统。电子内窥镜10的插入部10a具有在其远端，设置有小直径突出的d形切口形状的部分10d。另一方面，平底大致圆柱形帽40的内周表面也形成为D形切口形状。在帽40的底部，安装有用于仅去除用于激发活组织的激发光的去除过滤器42。当盖40安装到小直径突出部分10d，20的光源处理器系统控制单元22中，相同的波长频带的激励光盖40可以被去除的去除过滤器42的波长带的光为光导被引入到15的近端面，并控制第一和第二光源23和24。9系统技术领域

