

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4420638号
(P4420638)

(45) 発行日 平成22年2月24日(2010.2.24)

(24) 登録日 平成21年12月11日(2009.12.11)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	D
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-315198 (P2003-315198)
 (22) 出願日 平成15年9月8日(2003.9.8)
 (65) 公開番号 特開2005-80819 (P2005-80819A)
 (43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)
 審査請求日 平成18年7月19日(2006.7.19)

(73) 特許権者 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5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
 審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内へ射出するための光を出力するとともに画像信号に各種の処理を施す光源プロセッサ装置に対して接続される内視鏡であって、

体腔内に挿入される細管状の挿入部と、

前記光源プロセッサ装置から出力された光を前記挿入部の基端から先端へ導いて射出するための照明光学系と、

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、

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することにより、前記光源プロセッサ装置へ出力するための画像信号を生成する撮影部と、

生体組織を励起させるための励起光を出力する光源部と、
 動作モードを通常観察モード又は蛍光観察モードに切り替えるために操作される操作手段と、

前記操作手段に対して蛍光観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、前記光源プロセッサ装置から出力される光の代わりに、前記光源部から出力される前記励起光を前記照明光学系に供給し、前記操作手段に対して通常観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、前記照明光学系に供給される光を、前記光源プロセッサ装置から出力される光へ戻す光路切替部と

を備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項2】

10

20

前記光源部は、生体組織を励起させるための励起光を出力する発光ダイオードであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記光源部は、前記挿入部の基端に備えられた前記操作手段を含む操作部から延びる可撓管の先端に固定されているコネクタ部の内部に、組み込まれていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 4】

体腔内へ射出するための光を出力するとともに画像信号に各種の処理を施す光源プロセッサ装置に対して接続される内視鏡であって、

体腔内に挿入される細管状の挿入部と、

前記光源プロセッサ装置から出力された光を前記挿入部の基端から先端へ導いて射出するための照明光学系と、

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、

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することにより、前記光源プロセッサ装置へ出力するための画像信号を生成する撮影部と、

生体組織を励起させるための励起光として作用する波長成分の光を透過させてその他の波長成分の光を除去する部分除去部と、

動作モードを通常観察モード又は蛍光観察モードに切り替えるために操作される操作手段と、

前記操作手段に対して蛍光観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、前記光源プロセッサ装置から前記照明光学系に供給される光の光路内に前記部分除去部を挿入し、前記操作手段に対して通常観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、当該光路から前記部分除去部を抜き出す波長成分切替部とを備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項 5】

前記部分除去部は、生体組織を励起させるための励起光として作用する波長成分の光を透過させてその他の波長成分の光を除去する光学フィルタ、及び、その光学フィルタを一方の端面に備えるロッドレンズから構成される

ことを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記部分除去部は、前記挿入部の基端に備えられた前記操作手段を含む操作部から延びる可撓管の先端に固定されているコネクタ部の内部に、組み込まれている

ことを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡。

【請求項 7】

前記励起光として作用する波長成分の光を除去してその他の波長成分の光を透過させる光学フィルタを、前記対物光学系と前記撮影部との間に、更に備える

ことを特徴とする請求項 1 乃至 6 の何れかに記載の内視鏡。

【請求項 8】

前記撮影部は、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像することにより、前記光源プロセッサ装置へ出力するための画像信号を生成する撮像素子である

ことを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れかに記載の内視鏡。

【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、

10

20

30

40

50

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、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）の撮影と、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）の撮影とを、何れもすることができるものがある（例えば特許文献1参照）。

【0004】

この種の内視鏡システムの光源プロセッサ装置は、体腔内を照明するための照明光を電子内視鏡のライトガイドへ供給できるとともに、さらに、体腔壁下の生体組織を励起させるための励起光をそのライトガイドへ供給することができる。

10

【特許文献1】特開平09-066023号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところが、このような通常像と蛍光像の観察が共に行える内視鏡システムの光源プロセッサ装置は、通常像の観察しかできない従来の内視鏡システムの光源プロセッサ装置に比べると、かなり大型で且つ極めて高価である。然も、蛍光像の観察は、通常像の観察に対して補助的にしか行われず、そのうえ、その利用回数は、通常像の観察に比して圧倒的に少ない。このため、新規の光源プロセッサ装置を購入することなく既存の光源プロセッサ装置を蛍光像の観察にも用いたいと要望するユーザもいる。

20

【0006】

そこで、本発明の課題は、通常像の観察にしか用い得ない既存の光源プロセッサ装置を蛍光像の観察にも用いることができるようにする内視鏡を、提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の課題を解決するために、本発明の第1の態様による内視鏡は、以下のような構成を採用した。

【0008】

すなわち、本発明の第1の態様による内視鏡は、体腔内へ射出するための光を出力するとともに画像信号に各種の処理を施す光源プロセッサ装置に対して接続される内視鏡であって、体腔内に挿入される細管状の挿入部と、前記光源プロセッサ装置から出力された光を前記挿入部の基端から先端へ導いて射出するための照明光学系と、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、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することにより、前記光源プロセッサ装置へ出力するための画像信号を生成する撮影部と、生体組織を励起させるための励起光を出力する光源部と、動作モードを通常観察モード又は蛍光観察モードに切り替えるために操作される操作手段と、前記操作手段に対して蛍光観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、前記光源プロセッサ装置から出力される光の代わりに、前記光源部から出力される前記励起光を前記照明光学系に供給し、前記操作手段に対して通常観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、前記照明光学系に供給される光を、前記光源プロセッサ装置から出力される光へ戻す光路切替部とを備えることを、特徴としている。

30

40

【0009】

このように構成されるので、挿入部の先端が体腔内に挿入されている場合に、通常観察モードに切り替えるための操作が操作者によって操作手段に対してなされることにより、光源プロセッサ装置から出力される光が照明光学系に供給されるようになったときには、その光が挿入部の先端から射出されることによって体腔内が照明され、体腔壁の表面で反射された光によって形成される体腔内の像（通常像）が、撮影部によって撮影される。

【0010】

また、挿入部の先端が体腔内に挿入されている場合に、蛍光観察モードに切り替えるた

50

めの操作が操作者によって操作手段に対してなされることにより、励起光が照明光学系に供給されるようになったときには、その励起光が挿入部の先端から射出されることにより、体腔壁下の生体組織が励起され、その生体組織が発する蛍光によって形成される体腔内の像（蛍光像）が、撮影部によって撮影される。

【0011】

このように、光源プロセッサ装置から出力される光と光源部から出力される励起光の何れかが照明光学系に供給された場合でも、通常像の観察にしか用い得ない光源プロセッサ装置が処理を施すことができる画像信号が、その光源プロセッサ装置に入力される。このため、通常像も蛍光像も、カラー画像としてモニタに表示されるようになる。然も、励起光を出力する光源部は、内視鏡内に備えられている。つまり、通常像の観察にしか用い得ない既存のプロセッサ装置を、蛍光像の観察にも用いることができるようになる。

10

【0012】

また、上記の課題を解決するために、本発明の第2の態様による内視鏡は、以下のような構成を採用した。

【0013】

すなわち、本発明の第2の態様による内視鏡は、体腔内へ射出するための光を出力するとともに画像信号に各種の処理を施す光源プロセッサ装置に対して接続される内視鏡であって、体腔内に挿入される細管状の挿入部と、前記光源プロセッサ装置から出力された光を前記挿入部の基端から先端へ導いて射出するための照明光学系と、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、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することにより、前記光源プロセッサ装置へ出力するための画像信号を生成する撮影部と、生体組織を励起させるための励起光として作用する波長成分の光を透過させてその他の波長成分の光を除去する部分除去部と、動作モードを通常観察モード又は蛍光観察モードに切り替えるために操作される操作手段と、前記操作手段に対して蛍光観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、前記光源プロセッサ装置から前記照明光学系に供給される光の光路内に前記部分除去部を挿入し、前記操作手段に対して通常観察モードに切り替えるための操作がなされた時には、当該光路から前記部分除去部を抜き出す波長成分切替部とを備えることを、特徴としている。

20

【0014】

このように構成されるので、挿入部の先端が体腔内に挿入されている場合に、通常観察モードに切り替えるための操作が操作者によって操作手段に対してなされることにより、光源プロセッサ装置から照明光学系に供給される光の光路から部分除去部が抜き出されたときには、その光が挿入部の先端から射出されることにより、体腔内が照明され、体腔壁の表面で反射された光によって形成される体腔内の像（通常像）が、撮影部によって撮影される。

30

【0015】

また、挿入部の先端が体腔内に挿入されている場合に、蛍光観察モードに切り替えるための操作が操作者によって操作手段に対してなされることにより、光源プロセッサ装置から照明光学系に供給される光の光路内に部分除去部が差し入れられたときには、その部分除去部によってその光から一部の波長成分だけが抽出された光によって体腔壁下の生体組織が励起され、その生体組織が発する蛍光によって形成される体腔内の像（蛍光像）が、撮影部によって撮影される。

40

【0016】

このように、光源プロセッサ装置から出力される光と光源部から出力される励起光の何れかが照明光学系に供給された場合でも、通常像の観察にしか用い得ない光源プロセッサ装置が処理を施すことができる画像信号が、その光源プロセッサ装置に入力される。このため、通常像も蛍光像も、カラー画像としてモニタに表示されるようになる。つまり、通常像の観察にしか用い得ない既存のプロセッサ装置を、蛍光像の観察にも用いることができるようになる。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 7 】

以上に説明したように、本発明によれば、通常像の観察にしか用い得ない既存の光源プロセッサ装置を蛍光像の観察にも用いることができるようになる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 8 】

以下、図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、二例説明する。

【 実施形態 1 】

【 0 0 1 9 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態である電子内視鏡システムの外観図である。この電子内視鏡システムは、電子内視鏡 1 0 , 光源プロセッサ装置 2 0 , 及び、モニタ 3 0 を、備えている。

10

【 0 0 2 0 】

図 2 は、電子内視鏡 1 0 の外観図である。また、図 3 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。図 3 には、電子内視鏡 1 0 の詳細な形状が図示されていないが、電子内視鏡 1 0 は、体腔内に挿入される可撓な細管状の挿入部 1 0 a を、有している。この挿入部 1 0 a 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 1 0 b が、備えられている。

【 0 0 2 1 】

挿入部 1 0 a 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、対物レンズ 1 1 及び配光レンズ 1 2 がそれぞれ嵌め込まれている。

20

【 0 0 2 2 】

さらに、挿入部 1 0 a 内には、励起光除去フィルタ 1 3 が組み込まれている。励起光除去フィルタ 1 3 は、生体組織を励起するための励起光と同じ波長成分の光を除去してその他の波長成分の光を透過させるための光学フィルタであり、対物レンズ 1 1 の光軸上に配置されている。

【 0 0 2 3 】

さらに、挿入部 1 0 a 内には、撮像素子 1 4 が組み込まれている。撮像素子 1 4 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 1 4 は、励起光除去フィルタ 1 3 における対物レンズ 1 1 がある側とは反対側において、対物レンズ 1 1 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 1 1 の像面に位置している。

30

【 0 0 2 4 】

この撮像素子 1 4 には、2 本の信号線 1 4 a , 1 4 b が接続されている。一方の信号線 1 4 a は、この撮像素子 1 4 の駆動信号を伝送するための電線であり、他方の信号線 1 4 b は、この撮像素子 1 4 から出力される画像信号を伝送するための電線である。

【 0 0 2 5 】

これら信号線 1 4 a , 1 4 b は、挿入部 1 0 a 内に引き通されており、さらに、操作部 1 0 b の側面から延びた可撓管 1 0 c 内に引き通されている。その可撓管 1 0 c の先端には、コネクタ部 1 0 d が固定されており、一方の信号線 1 4 a は、コネクタ部 1 0 d 内の素子ドライバ 1 4 c に接続され、他方の信号線 1 4 b は、コネクタ部 1 0 d 内の信号処理回路 1 4 d に接続されている。

40

【 0 0 2 6 】

素子ドライバ 1 4 c は、撮像素子 1 4 の駆動信号を生成してその撮像素子 1 4 へ出力する回路である。信号処理回路 1 4 d は、撮像素子 1 4 から送られてくる画像信号に対し、相関二重サンプリング法による低周波雑音除去や自動利得調整や色分離やアナログデジタル変換などの処理を施すための回路である。

【 0 0 2 7 】

さらに、挿入部 1 0 a 内には、ライトガイド 1 5 が引き通されている。ライトガイド 1

50

5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12に対向している。また、このライトガイド15は、挿入部10a内及び上記可撓管10c内に順に引き通されており、その基端は、コネクタ部10d内に固定されている。

【0028】

さらに、コネクタ部10dには、2本のロッドレンズ15a, 15bが組み込まれている。これら2本のロッドレンズ15a, 15bは、何れも、リレーレンズとして機能し、それらの直径は、ライトガイド15の直径と同じ長さである。

【0029】

なお、コネクタ部10dにおける可撓管10cが接続されている側とは反対側の端面からは、金属パイプ10eが突出形成されている。一方の第1のロッドレンズ15aの先端は、この金属パイプ10e内に挿入されており、この第1のロッドレンズ15aの基端面は、コネクタ部10d内において、ライトガイド15の基端面に対し、それとの間に所定幅の間隙を有しつつ対向している。

【0030】

他方の第2のロッドレンズ15bは、上記所定幅より若干短い長さを有している。このため、第2のロッドレンズ15bは、ライトガイド15と第1のロッドレンズ15aとによって形成される間隔内に挿入可能となっている。

【0031】

さらに、コネクタ部10d内には、ステージ機構16が組み込まれている。ステージ機構16は、ステージ上に設置された物体を、上記ライトガイド15の基端部分及び第1のロッドレンズ15aの軸方向に直交する方向にのみ平行移動させるための機構であり、そのステージには、上記第2のロッドレンズ15bの他、励起光光源装置17, ミラー18a, 及び、遮蔽板18bが、設置されている。

【0032】

励起光光源装置17は、励起光の出力及びその開始又は停止をするための装置であり、具体的には、励起光を発する励起光光源である小型の発光ダイオードや、その励起光光源を駆動するための駆動回路などを、備えている。ミラー18aは、励起光光源装置17が発する励起光の光路を直角に折り曲げるための反射板である。遮蔽板18bは、第1のロッドレンズ15aの先端面から射出される光を遮蔽するための板である。

【0033】

そして、ステージ上では、励起光光源装置17が励起光を出力する方向が、そのステージの移動方向と平行な方向となるように、調整されている。また、ミラー18aは、励起光光源装置17から出力された励起光の光路上において、この励起光をライトガイド15側に90度反射するように45度傾けられて固定されている。

【0034】

また、遮蔽板18bは、ステージの移動方向に直交する方向におけるミラー18aに対する第1のロッドレンズ15a側においてこのミラー18aと隣接した状態で、固定されている。また、第2のロッドレンズ15bは、ステージの移動方向に対して垂直であってステージ面に対しては平行な方向に中心軸を向けた状態で、ミラー18aを挟んで励起光光源装置17とは反対側に配置されている。

【0035】

そして、このステージが正逆に移動されたときには、ステージ上の第2のロッドレンズ15b, 又は、ミラー18a及び遮蔽板18bが、ライトガイド15と第1のロッドレンズ15aとによって形成される間隔内に、挿入される。なお、初期状態では、ステージは、その間隔内に第2のロッドレンズ15bが挿入された位置(初期位置)で、静止している(図3の状態)。このとき、ライトガイド15の基端部分並びに第1及び第2のロッドレンズ15a, 15bは、全体として、1本の棒状となっている。

【0036】

このステージ機構16には、モータ16a, モータドライバ16b, 及び、位置センサ16cが、組み付けられている。モータ16aは、このステージ機構16を駆動するため

10

20

30

40

50

のアクチュエータであり、モータドライバ16bは、モータ16aの駆動を制御するための回路であり、位置センサ16cは、ステージの移動量を検出するためのセンサである。

【0037】

さらに、コネクタ部10d内には、制御回路19が組み込まれている。制御回路19は、励起光光源装置17及びモータドライバ16bを制御するための回路である。この制御回路19は、操作部10bに設けられたスイッチSWに信号線を介して接続されており、このスイッチSWが投入状態（蛍光観察モード）に切り替えられた時には、以下に説明する処理を実行する。

【0038】

すなわち、制御回路19は、位置センサ16c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つつ、ステージが初期位置から所定位置に達するまでモータ16aを駆動するように、モータドライバ16bに指示する。同時に、この制御回路19は、励起光の出力を開始するように励起光光源装置17に指示する。

【0039】

なお、ステージが上記所定位置で静止している時には、第2のロッドレンズ15bは、ライトガイド15と第1のロッドレンズ15aとによって形成される間隙から抜き出された状態にあり、その間隙には、ミラー18a及び遮蔽板18bが挿入された状態となっている。このとき、第1のロッドレンズ15aの先端面の前方は、遮蔽板18bによって塞がれており、また、励起光光源装置17から励起光が出力されると、その励起光は、ミラー18aに反射されてライトガイド15の基端面に入射する。

【0040】

また、この制御回路19は、スイッチSWが切断状態（通常観察モード）に切り替えられた時には、上述した処理と同じ処理を実行することによりステージを逆行させる。すなわち、この制御回路19は、位置センサ16c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つつ、ステージが所定位置から初期位置に達するまでモータ16aを駆動するように、モータドライバ16bに指示する。同時に、この制御回路19は、励起光の出力を停止するように励起光光源装置17に指示する。

【0041】

さらに、この制御回路19は、以上に説明したような処理を実行する他、励起光光源装置17に対して励起光を出力させている期間だけ、画像信号の増幅率を一定量だけ増加するように指示する信号を、光源プロセッサ装置20へ出力する。

【0042】

光源プロセッサ装置20は、タイミングコントロール部21，光源部22，操作盤23，システムコントロール部24，及び、画像処理部25を、備えている。

【0043】

なお、光源プロセッサ装置20の筐体の側面には、上記コネクタ部10dを装着可能なコネクタ受け部が、備えられている。このコネクタ受け部にコネクタ部10dが装着されると、コネクタ部10d内の素子ドライバ14c及びモータドライバ16b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、コネクタ部10dの先端から突出した金属パイプ10e（すなわち、ライトガイド15の基端）が、光源部22に入り込み、コネクタ部10d内の制御回路19及び信号処理回路14dが、図示せぬ信号線を介してそれぞれシステムコントロール部24及び画像処理部25に接続される。

【0044】

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コントローラであり、光源プロセッサ装置20とコネクタ部10d内の素子ドライバ14c及びモータドライバ16bとにおける各種処理は、この基準信号に従って進行する。

【0045】

光源部22は、挿入部10aの先端前方を照明するための照明光を第1のロッドレンズ15aの基端面に導入するユニットである。この光源部22は、照明光光源装置221，集光レンズ222，及び、調光装置223を、備えている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

照明光光源装置 2 2 1 は、照明光の出力及びその開始又は停止をするための装置であり、具体的には、照明光を発する照明光光源であるハロゲンランプや、その照明光光源を駆動するための駆動回路などを、備えている。

【 0 0 4 7 】

集光レンズ 2 2 2 は、照明光光源装置 2 2 1 から出力された照明光を第 1 のロッドレンズ 1 5 a の基端面に集光するためのレンズである。

【 0 0 4 8 】

調光装置 2 2 3 は、第 1 のロッドレンズ 1 5 a に入射する照明光の光量を調節するための装置である。この調光装置 2 2 3 は、絞り機構 2 2 3 a , モータ 2 2 3 b , 及び、モータドライバ 2 2 3 c を、備えている。

10

【 0 0 4 9 】

絞り機構 2 2 3 a は、略円形開口を形成する複数の絞り羽根が変位されるとその開口の直径を変化させる周知の構造を有しており、第 1 のロッドレンズ 1 5 a と集光レンズ 2 2 2 との間に配置されている。モータ 2 2 3 b は、この絞り機構 2 2 3 a を駆動するためのアクチュエータであり、モータドライバ 2 2 3 c は、このモータ 2 2 3 b の駆動を制御するための制御回路である。

【 0 0 5 0 】

操作盤 2 3 は、電源スイッチや各種のボタンなどを備える入力装置であり、システムコントロール部 2 4 に接続されている。

20

【 0 0 5 1 】

システムコントロール部 2 4 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 4 は、操作盤 2 3 上のスイッチ及びボタン、並びに、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に接続されており、これらスイッチやボタン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。

【 0 0 5 2 】

さらに、このシステムコントロール部 2 4 は、コネクタ部 1 0 d 内の制御回路 1 9 から出力される信号を受信すると、これに応じて、画像信号を増幅する際の増幅率を一定量だけ増加させるように、画像処理部 2 5 に指示する。

30

【 0 0 5 3 】

画像処理部 2 5 は、信号処理回路 1 4 d 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 3 0 へ出力するユニットである。この画像処理部 2 5 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、色空間変換、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。この画像処理部 2 5 は、このような処理を画像信号に施すことによって、セパレートビデオ信号や複合ビデオ信号などのビデオ信号を生成し、モニタ 3 0 へ出力する。

【 0 0 5 4 】

モニタ 3 0 は、光源プロセッサ装置 2 0 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。

40

【 0 0 5 5 】

以上に説明したように構成されているため、第 1 の実施形態の電子内視鏡システムは、以下に説明するように動作する。

【 0 0 5 6 】

まず、操作者は、電子内視鏡 1 0 と光源プロセッサ装置 2 0 とモニタ 3 0 とを接続し、光源プロセッサ装置 2 0 とモニタ 3 0 の電源を投入する。続いて、操作者は、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b のスイッチ S W を切断状態に切り替えて、挿入部 1 0 a を体腔内に挿入する。

【 0 0 5 7 】

すると、挿入部 1 0 a の先端からは照明光が射出され、体腔内が照明される。そして、

50

体腔壁の表面で反射された照明光のうち、対物レンズ 1 1 を透過した光は、撮像素子 1 4 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 1 1 によって形成される。

【 0 0 5 8 】

撮像面上に形成された通常像は、撮像素子 1 4 によって撮像され、撮像素子 1 4 が画像信号を信号処理回路 1 4 d を介して画像処理部 2 5 へ出力し、画像処理部 2 5 が画像信号をビデオ信号に変換してモニタ 3 0 へ出力する。

【 0 0 5 9 】

このため、モニタ 3 0 には、通常像が、カラー画像として表示される。操作者は、モニタ 3 0 に表示された通常像を見ながら、体腔壁の状態を観察することができる。

10

【 0 0 6 0 】

さらに、操作者は、モニタ 3 0 上の通常像の観察を通じて選択した部位に対して、励起光を利用して得られる蛍光像の観察を行う。具体的には、操作者は、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b のスイッチ S W を投入状態に切り替える。

【 0 0 6 1 】

すると、ライトガイド 1 5 と第 1 のロッドレンズ 1 5 a とにて形成される間隙には、第 2 のロッドレンズ 1 5 b の代わりに、ミラー 1 8 a 及び遮蔽板 1 8 b が挿入され、ライトガイド 1 5 の基端面には、励起光が入射するようになる。これにより、挿入部 1 0 a の先端からは励起光が射出され、その励起光が体腔内に照射される。

【 0 0 6 2 】

20

そして、体腔壁の表面で反射された励起光の一部と、体腔壁下の生体組織が発した蛍光の一部とが、対物レンズ 1 1 へ入射する。対物レンズ 1 1 を透過した光は、何れも、励起光除去フィルタ 1 3 に入射するが、励起光と同じ波長成分の光は、励起光除去フィルタ 1 3 によって除去され、その波長成分以外の蛍光だけが、この励起光除去フィルタ 1 3 を透過して、撮像素子 1 4 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 1 によって形成される。

【 0 0 6 3 】

撮像面上に形成された蛍光像は、撮像素子 1 4 によって撮像され、撮像素子 1 4 が画像信号を信号処理回路 1 4 d を介して画像処理部 2 5 へ出力し、画像処理部 2 5 が画像信号をビデオ信号に変換してモニタ 3 0 へ出力する。

30

【 0 0 6 4 】

このため、モニタ 3 0 には、蛍光像が、カラー画像として表示される。操作者は、モニタ 3 0 に表示された蛍光像を見ながら、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。

【 0 0 6 5 】

なお、生体組織が発する蛍光の強度は、生体組織に照射される励起光の強度に比して非常に弱いものの、画像処理部 2 5 では、蛍光像観察時のみ、画像信号を増幅する際の増幅率が一定量だけ増加されている。このため、モニタ 3 0 に表示された蛍光像が、操作者にとって見にくくなることはない。

【 0 0 6 6 】

40

以上に説明したように動作する第 1 の実施形態の電子内視鏡システムにおいて、光源プロセッサ装置 2 0 には、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b にあるスイッチ S W が切断状態であろうと投入状態であろうと、常に同質の画像信号が入力される。そして、光源プロセッサ装置 2 0 は、通常像の観察時に画像信号に施す処理と同じ処理を、蛍光像の観察時の画像信号に対しても施す。このため、通常像も蛍光像も、カラー画像としてモニタ 3 0 に表示される。

【 0 0 6 7 】

つまり、第 1 の実施形態の電子内視鏡システムでは、光源プロセッサ装置 2 0 を、通常像の観察時に電子内視鏡 1 0 から出力される画像信号に対してしか処理を施せない装置、すなわち、通常像の観察にしか用い得ない従来の光源プロセッサ装置とすることができる

50

【0068】

従って、通常像の観察の他に蛍光像の観察を行う必要が生じたときには、通常像と蛍光像の観察を共にこなうことができる電子内視鏡や光源プロセッサ装置を揃えなくとも、第1の実施形態の電子内視鏡システムの電子内視鏡10を用意するだけで、通常像の観察にしか用い得ない既存のプロセッサ装置を、蛍光像の観察にも用いることができるようになる。

【実施形態2】

【0069】

図4は、本発明の第2の実施形態である電子内視鏡システムを概略的に示す構成図である。図4と図3とを比べて明らかなように、この電子内視鏡システムは、第1の実施形態とは若干異なる内部構成を有している。そのため、第1の実施形態とは若干動作が異なっている。但し、第2の実施形態と第1の実施形態とは、外観上の差異はない。

【0070】

この第2の実施形態において、構成について第1の実施形態と相違する点を簡単に説明すると、励起光光源装置17、ミラー18a、及び、遮蔽板18bの代わりに、励起光透過部材15cが、電子内視鏡10のコネクタ部10d内のステージ機構16に設置されており、且つ、コネクタ部10d内の制御回路19がシステムコントロール部24へ出力する信号が、1種類増えている。

【0071】

励起光透過部材15cは、励起光と同じ波長成分の光を透過させてその他の波長成分の光を除去する光学フィルタと、この光学フィルタが一方の端面(円柱底面)に形成されたロッドレンズとから、構成されている。そのロッドレンズは、第2のロッドレンズ15bと同じ形状及び同じ大きさを有している。

【0072】

この励起光透過部材15cは、ステージ機構16のステージ上では、第2のロッドレンズ15bと同様に、ステージの移動方向に対して垂直であってステージ面に対しては平行な方向に中心軸を向けている。然も、励起光透過部材15cと第2のロッドレンズ15bは、互いの中心軸が平行となるとともに互いの両端面がそれぞれ同一面内に含まれるように、配置されている。

【0073】

そして、このステージが正逆に移動された時には、ステージ上の励起光透過部材15c又は第2のロッドレンズ15bが、ライトガイド15と第1のロッドレンズ15aとによって形成される間隙内に、挿入される。

【0074】

一方、制御回路19は、操作部10bにあるスイッチSWが投入状態に切り替えられた時には、位置センサ16c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つつ、ステージが初期位置から所定位置に達するまでモータ16aを駆動するように、モータドライバ16bに指示する。

【0075】

ステージが上記所定位置で静止している時には、第2のロッドレンズ15bは、ライトガイド15と第1のロッドレンズ15aとによって形成される間隙から抜き出された状態にあり、その間隙には、励起光透過部材15cが挿入された状態となっている。このとき、ライトガイド15の基端部分と励起光透過部材15cと第1のロッドレンズ15aとは、全体として、1本の棒状となっている。

【0076】

また、この状態において、第1のロッドレンズ15aを通じて光源プロセッサ装置20の光源部22から励起光透過部材15cに照明光が入力されると、この励起光透過部材15cは、その照明光の中から、励起光として作用する波長成分の光だけを透過させ、それ以外の波長成分の光を除去する。その結果、ライトガイド15の基端面には、励起光だけ

10

20

30

40

50

が入射することとなる。

【0077】

逆に、スイッチSWが切断状態に切り替えられた時には、制御回路19は、上述した処理と同じ処理を実行することによりステージを逆行させる。すなわち、この制御回路19は、位置センサ16c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つつ、ステージが所定位置から初期位置に達するまでモータ16aを駆動するように、モータドライバ16bに指示する。

【0078】

ステージがその初期位置で静止している時には、励起光透過部材15cは、ライトガイド15と第1のロッドレンズ15aとによって形成される間隙から抜き出された状態にあり、その間隙には、第2のロッドレンズ15bが挿入された状態となっている。このとき、ライトガイド15の基端部分並びに第1及び第2のロッドレンズ15a, 15bは、全体として、1本の棒状となっている。

10

【0079】

また、この状態において、第1のロッドレンズ15aを通じて光源プロセッサ装置20の光源部22から第2のロッドレンズ15bに照明光が入力されると、この第2のロッドレンズ15bは、その照明光をそのまま透過させる。その結果、ライトガイド15の基端面には、照明光がそのまま入射することとなる。

【0080】

さらに、制御回路19は、以上に説明したような処理を実行する他、ライトガイド15と第1のロッドレンズ15aとによって形成される間隙内に励起光透過部材15cを挿入している期間だけ、つまり蛍光観察モードが選択されている期間のみ画像信号の増幅率を一定量だけ増加するように指示する信号を、光源プロセッサ装置20へ出力する。これと同時に、制御回路19は、その期間だけ、照明光の強度を一定量だけ増加するように指示する信号も、光源プロセッサ装置20へ出力する。

20

【0081】

これに対し、光源プロセッサ装置20のシステムコントロール部24は、この制御回路19から出力される信号をそれぞれ受信すると、これらに応じて、画像信号を増幅する際の増幅率を一定量だけ増加させるように画像処理部25に指示するとともに、照明光の強度を一定量だけ増加するように光源部22に指示する。

30

【0082】

このような処理が光源プロセッサ装置20内で行われるので、生体組織が発する蛍光の強度が、生体組織に照射される励起光の強度に比して非常に弱いものの、照明光の中から励起光が取り出されている期間においては、光源部22が、照明光の強度を増加させ、画像処理部25が、画像信号を増幅する際の増幅率を一定量だけ増加させるため、モニタ30に表示された蛍光像が、操作者にとって見にくくなることはない。

【0083】

以上に説明した第2の実施形態の電子内視鏡システムにおいては、光源プロセッサ装置20に入力される画像信号やそれに施される処理は、第1の実施形態と同様である。つまり、第2の実施形態は、内部構成や動作が若干異なっているものの、得られる出力や効果については、第1の実施形態と同じである。

40

【0084】

このため、第1の実施形態の説明において用いた理由と同様の理由に因り、第2の実施形態においても、光源プロセッサ装置20を、通常像の観察時に電子内視鏡10から出力される画像信号に対してしか処理を施せない装置、すなわち、通常像の観察にしか用い得ない従来の光源プロセッサ装置とすることができる。

【0085】

従って、通常像の観察の他に蛍光像の観察を行う必要が生じたときには、通常像と蛍光像の観察を共におこなうことができる電子内視鏡や光源プロセッサ装置を揃えなくとも、第2の実施形態の電子内視鏡システムの電子内視鏡10を用意するだけで、通常像の観察

50

にしか用い得ない既存のプロセッサ装置を、蛍光像の観察にも用いることができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図1】第1及び第2の実施形態の電子内視鏡システムの外観図

【図2】第1及び第2の実施形態の電子内視鏡の外観図

【図3】第1の実施形態の電子内視鏡システムを概略的に示す構成図

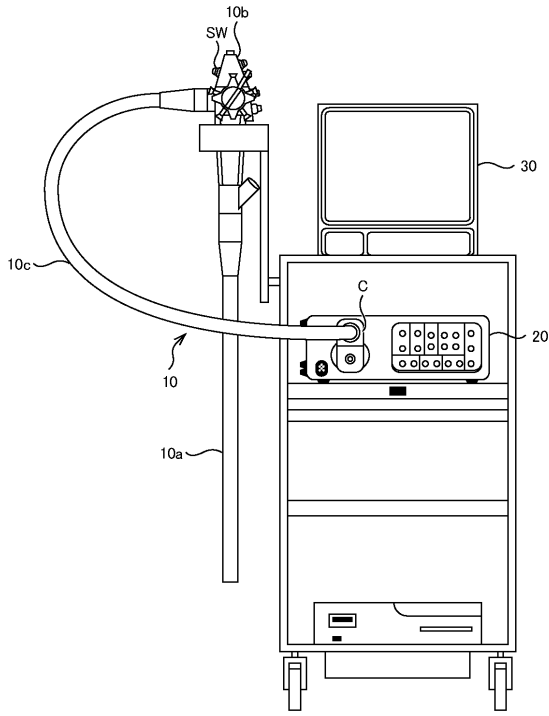
【図4】第2の実施形態の電子内視鏡システムを概略的に示す構成図

【符号の説明】

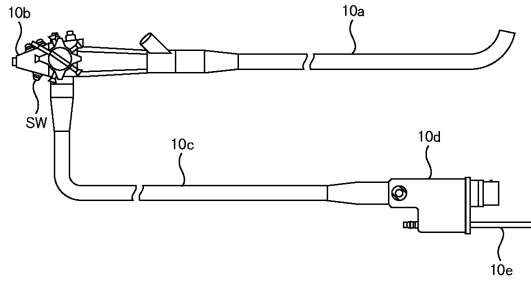
【0087】

10	電子内視鏡	10
10a	挿入部	
10b	操作部	
10c	可撓管	
10d	コネクタ部	
11	対物レンズ	
12	配光レンズ	
13	励起光除去フィルタ	
14	撮像素子	
14a	信号線	20
14b	信号線	
14c	素子ドライバ	
14e	信号処理回路	
15	ライトガイド	
15a	第1のロッドレンズ	
15b	第2のロッドレンズ	
15c	励起光透過部材	
16	ステージ機構	
16a	モータ	
16b	モータドライバ	30
16c	位置センサ	
17	励起光光源装置	
18a	ミラー	
18b	遮蔽板	
19	制御回路	
20	光源プロセッサ装置	
21	タイミングコントロール部	
22	光源部	
23	操作盤	
24	システムコントロール部	40
25	画像処理部	
30	モニタ	

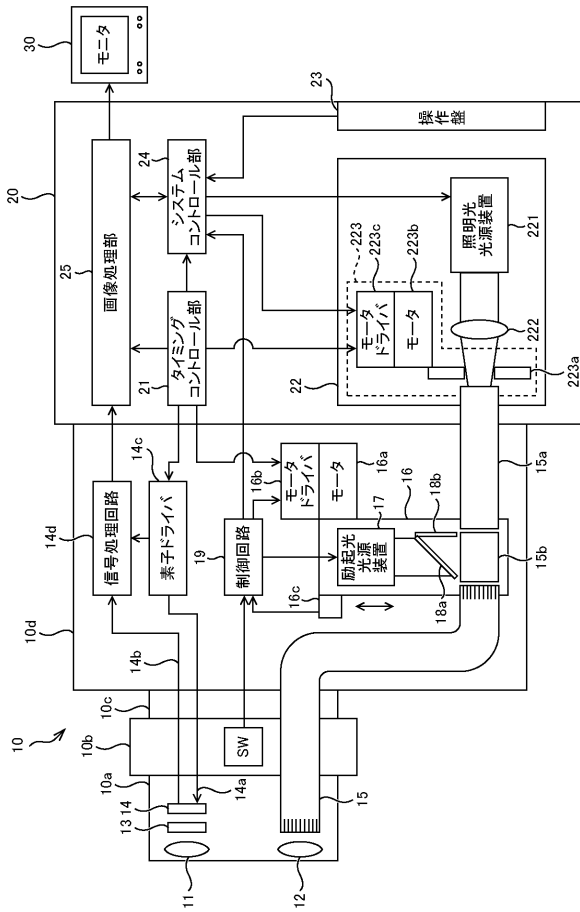
【図 1】



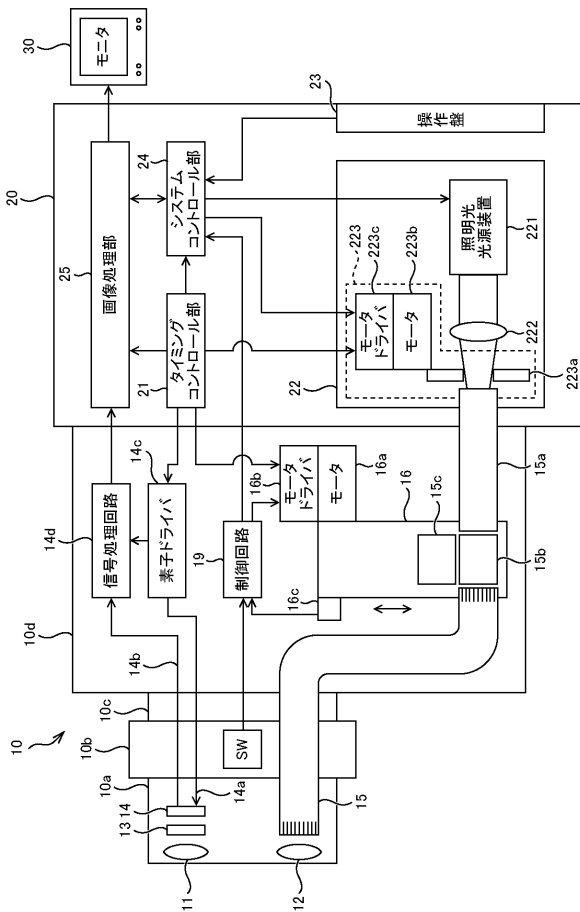
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-155291(JP,A)
特開平09-131308(JP,A)
特開平03-275034(JP,A)
特開平01-136630(JP,A)
特開平09-066023(JP,A)
特開平01-136629(JP,A)
特開平07-184854(JP,A)
特開2003-164417(JP,A)
特開2002-325727(JP,A)
特開2001-314370(JP,A)
特開2003-079570(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP4420638B2	公开(公告)日	2010-02-24
申请号	JP2003315198	申请日	2003-09-08
[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		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 G01N21/64 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.D G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/055 A61B1/06.A A61B1/06.511 A61B1/06.520 A61B1/07.730 A61B1/07.735 G01N21/64.Z H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA02 2G043/GB01 2G043/GB18 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/LA03 2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA28 2H040/DA03 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF12 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/SS07 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/FF12 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS07 4C161/WW17 5C054/CA00 5C054/CC06 5C054/CC07 5C054/HA12		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2005080819A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够使用现有光源处理器设备的内窥镜，该设备仅可用于观察正常图像以及观察荧光图像。从电子内窥镜10的柔性管10c的远端连接器部分10d的操作部分10b的侧表面上的A延伸，并且引导件15的光，其通过该插入部10a的内部引的近端面，并且，第一棒透镜15a的近端表面（其尖端在佩戴时插入光源处理器装置20中）以预定宽度的间隙彼此相对。在光导15和第一棒透镜15a之间中继照明光的第二棒透镜15b或从激发光源装置17输出的激发光被引入到光导15的近端表面。根据操作部分10b的开关SW的切断状态或闭合状态插入间隙中。无论开关SW的状态如何，从电子内窥镜10输出相同质量的图像信号到光源处理器装置20。点域

【图 1】

