

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00 300	D 2 H 0 4 0
		300	Y 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 5 C 0 2 2
			C
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 8 数)			

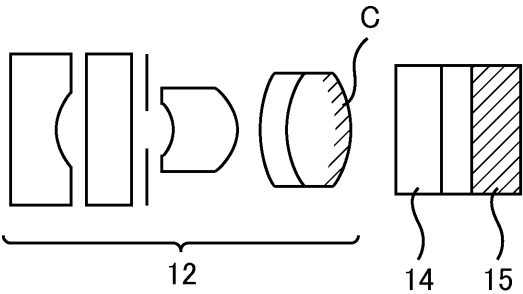
(21)出願番号	特願2000 - 351157(P2000 - 351157)	(71)出願人	000000527 旭光学工業株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22)出願日	平成12年11月17日(2000.11.17)	(71)出願人	502020607 ニュートン ラボラトリーズ インコーポ レーション アメリカ合衆国、マサチューセッツ州 01 801 - 2122、ウォボーン、23 カニングスバ ーク
		(74)代理人	100098235 弁理士 金井 英幸
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 電子内視鏡及び電子内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】 生体の自家蛍光を励起する紫外線を遮断可能な対物光学系を備えた電子内視鏡システムを、提供する。

【解決手段】 対物レンズ12は、像側に略テレセントリックであり、その最も後側の面には、紫外線カットコートCが施されている。この対物レンズ12が被検体の像を形成する位置の近傍に、CCD15の撮像面が配置されている。対物レンズ12及びCCD15間には、カットフィルタ14が挿入されている。カットコートC及びカットフィルタ14の紫外線に関する透過率は、0.1％以下である。対物レンズ12に広い角度の範囲で光線が入射しても、この対物レンズ12から射出される光線は、光軸に対して略平行である。従って、カットコートC及びフィルタ14に入射する光線の入射角は、小さく抑えられている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】可視光を透過させるとともに生体組織自体からの蛍光を励起する励起光を低減させるカットコートが、レンズ面に施された対物レンズと、前記対物レンズにより形成された被検体の像を、画像信号に変換する撮像素子と、前記対物レンズ及び撮像素子間の光路中に挿入され、可視光を透過させるとともに励起光を低減させるフィルタとを備えたことを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】前記カットコート及びフィルタの全体の透過率が、励起光に関して 0.1% 以下であることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡。

【請求項 3】前記対物レンズは、その複数のレンズ面のうちの最も後側の面に、前記カットコートが施されたことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の電子内視鏡。

【請求項 4】前記対物レンズは、像側にテレセントリックであることを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 5】前記フィルタは、レーザ治療に用いられる所定の波長帯域の赤外光を遮断することを特徴とする請求項 1～4 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 6】前記カットコートは、レーザ治療に用いられる所定の波長帯域の赤外光を遮断することを特徴とする請求項 1～4 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 7】請求項 1～6 のいずれかに記載の電子内視鏡と、励起光を被検体へ向けて射出する励起光照射部と、前記電子内視鏡の撮像素子により取得された画像信号に基づき、被検体からの蛍光による像に対応した蛍光画像信号を生成して出力するプロセッサとを備えたことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 8】請求項 1～6 のいずれかに記載の電子内視鏡と、

可視光及び励起光を、交互に繰り返し被検体へ向けて射出する照射部と、

前記電子内視鏡の撮像素子により取得された画像信号のうち、前記照射部から可視光が射出されている期間に対応する部分に基づいて通常画像信号を取得し、前記照射部から励起光が射出されている期間に対応する部分に基づいて蛍光画像信号を取得するとともに、取得した通常画像信号及び蛍光画像信号を出力するプロセッサとを備えたことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 9】前記プロセッサから出力された画像信号を表示するモニタを、さらに備えたことを特徴とする請求項 7 又は 8 記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて体腔内を撮像して、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される画像データを取得

する電子内視鏡システムに、関する。

【0002】

【従来の技術】従来、被検体としての生体に紫外光等の励起光を照射した場合にこの生体から発せられる蛍光（自家蛍光）を撮像することにより、生体の観察に供する電子内視鏡システムが、利用されている。なお、病変の生じた生体組織から発せられる自家蛍光の強度は、健康な生体組織から発せられる自家蛍光の強度よりも小さいことが知られている。従って、術者は、この自家蛍光による被検体の画像を観察することにより、その蛍光強度の小さい領域に、病変が生じている可能性が高いと、認識することができる。

【0003】この電子内視鏡システムは、励起光を射出する光源ユニット、射出された励起光を導く照明光学系、被検体の像を形成する対物レンズ、及び、この被検体の像を画像信号に変換する CCD を、備えている。

【0004】そして、照明光学系から射出された励起光が被検体を照射すると、この被検体は、自家蛍光を発する。すると、対物レンズには、被検体の自家蛍光、及び、被検体表面において反射された励起光が入射する。なお、対物レンズ及び CCD 間の光路中には、励起光を低減させるフィルタが挿入されている。このため、対物レンズから自家蛍光及び励起光が射出されると、これらのうちの自家蛍光は、フィルタを透過するが、励起光は、このフィルタにより低減される。そして、フィルタを透過した自家蛍光は、CCD の撮像面近傍に結像する。一方、励起光は、その大部分がフィルタにより低減されるものの、僅かにこのフィルタを透過した成分が CCD へ入射してしまう。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記の従来の電子内視鏡システムにより得られた画像信号には、被検体の自家蛍光による像の成分だけでなく、励起光による像の成分が含まれている。従って、この画像信号がモニタへ送出されると、このモニタには、被検体の自家蛍光による像に励起光による像が重なった画像が表示される。即ち、被検体の自家蛍光による像は、励起光の影響により乱されている。従って、術者は、この蛍光画像を観察したとしても、被検体の自家蛍光の状態を正確に知ることができない。

【0006】この蛍光画像から励起光による影響を除去するためには、CCD に入射してしまう励起光を、さらに低減させなければならない。このために、フィルタの励起光に関する透過率をさらに低下させることが、考えられる。なお、フィルタは、基板とその表面に蒸着された多数の蒸着膜とから構成されている。このフィルタにおける励起光に関する透過率をさらに低下させるためには、その蒸着膜の数を増やさなければならない。しかし、フィルタは、その蒸着膜の数が増えるとこれらの蒸着膜に起因する応力が増大することにより、割れやすく

になってしまう。すると、このフィルタの製造工程における歩留まりが低くなってしまう。即ち、フィルタの蒸着膜の数を増やすことは、現実的ではない。

【0007】そこで、フィルタだけによらずに励起光による影響を除去可能な電子内視鏡、及び、この電子内視鏡を備えた電子内視鏡システムを提供することを、本発明の課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明による電子内視鏡及び電子内視鏡システムは、上記課題を解決するため 10 に、以下のような構成を採用した。

【0009】即ち、この電子内視鏡は、可視光を透過させるとともに生体組織自体からの蛍光を励起する励起光を低減させるカットコートが、レンズ面に施された対物レンズと、前記対物レンズにより形成された被検体の像を、画像信号に変換する撮像素子と、前記対物レンズ及び撮像素子間の光路中に挿入され、可視光を透過させるとともに励起光を低減させるフィルタとを、備えたことを特徴とする。

【0010】このように構成されると、被検体に励起光 20 が照射された場合に、この被検体表面から発せられた自家蛍光及び被検体表面で反射された励起光は、対物レンズに入射し、これら自家蛍光及び励起光のうちの励起光は、対物レンズのカットコートにより低減される。低減された励起光は、さらに、フィルタにより低減される。このため、撮像素子には、自家蛍光のみが達する。そして、この撮像素子は、被検体の自家蛍光のみによる像を画像信号に変換する。なお、カットコート及びフィルタの全体の透過率は、励起光に関して 0.1%以下になっていることが好ましい。

【0011】また、対物レンズは、像側に略テレセントリックであるとよい。このように構成されると、フィルタ及び撮像素子には、対物レンズの光軸に対して略平行な光線が入射する。さらに、対物レンズのカットコートは、その複数のレンズ面のうちの最も後側の面に施されているとよい。この場合には、カットコート及びフィルタには、対物レンズの光軸に対して略平行な光線が入射する。即ち、カットコート及びフィルタに入射する光線の入射角は、小さく抑えられる。従って、カットコート及びフィルタは、設計通りに機能し、励起光を略遮断す 40 ることができる。

【0012】なお、カットコート及びフィルタは、全体として、可視光を透過させるとともに励起光を略遮断するだけでなく、レーザ治療に用いられる所定の波長帯域の赤外線を遮断する特性を有するとよい。この場合には、被検体に対して治療用の赤外線レーザが照射されたときに、被検体において反射された赤外線は、対物レンズに入射した後に、カットコート及びフィルタにより遮断されるために、撮像素子に到達しない。従って、撮像素子は、赤外線による影響を受けることがない。なお、 50

フィルタが赤外線を遮断する特性を有していてもよく、カットコートが赤外線を遮断する特性を有していてもよい。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明の一実施形態による電子内視鏡システムについて、説明する。図1は、本実施形態による電子内視鏡システムの構成図である。この図1に示されるように、電子内視鏡システムは、電子内視鏡1、光源・プロセッサ装置（外部装置）2、及びモニタ3を、備えている。

【0014】まず、電子内視鏡（以下、内視鏡と略記）1について説明する。この内視鏡1は、図1にはその形状が示されていないが、生体内に挿入される可撓管状の挿入部、この挿入部の基端側に対して一体に連結された操作部、及び、この操作部と外部装置2とを連結するライトガイド可撓管を、備えている。

【0015】内視鏡1の挿入部の先端は、硬質部材製の図示せぬ先端部により封止されている。また、この挿入部の先端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。操作部には、湾曲機構を湾曲操作するためのダイヤル、及び各種操作スイッチが、設けられている。

【0016】この内視鏡1は、その先端部に夫々固定された配光レンズ11及び対物レンズ12を、有している。さらに、内視鏡1は、ライトガイド13を有している。このライトガイド13は、光ファイバが多数束ねられてなるファイババンドルである。そして、このライトガイド13は、その先端面を配光レンズ11に対向させるとともに、挿入部、操作部及びライトガイド可撓管内を引き通され、その基端側が外部装置2内に引き込まれている。

【0017】さらに、この内視鏡1は、紫外・赤外カットフィルタ（以下、カットフィルタと略記）14、及び撮像素子としてのCCD（charge-coupled device）エリアセンサ15を備えている。このCCDエリアセンサ（以下CCDと略記）15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状態において、対物レンズ12が当該被検体の像を結ぶ位置に、配置されている。カットフィルタ14は、対物レンズ12及びCCD15間の光路中に挿入され、CCD15の撮像面に対向して固定されている。

【0018】図2は、このカットフィルタ14の分光特性を示すグラフである。このグラフに示されるように、カットフィルタ14は、可視光を透過させるとともに、紫外光及び赤外光を低減させる。なお、このカットフィルタ14は、レーザ治療等に使用される波長帯域の光を略遮断する。このレーザ治療には、YAGレーザ（波長1064nm）や半導体レーザ（波長810nm～890nm）等が、利用されている。また、このカットフィルタ14は、紫外光（波長400nm以下）を低減させ

るものの、当該紫外光を僅かに透過させてしまう。なお、このカットフィルタ 14 の紫外光に関する透過率は 0.1% を越えた値になっている。

【0019】図 3 は、対物レンズ 12 の構成を示す模式図である。この対物レンズ 12 は、複数枚のレンズを備えており、全体として正のパワーを有している。この対物レンズ 12 は、完全にはテレセントリックではないが、テレセントリックに近い性質を有している。即ち、被検体表面のある点から発せられた同族光線は、その主光線を対物レンズ 12 の光軸に対して傾けてこの対物レンズ 12 へ入射したとしても、その主光線を光軸に対して略平行に向けて、射出される。

【0020】この対物レンズ 12 における最も後側のレンズ面、即ち、この対物レンズ 12 における複数のレンズのうちの最も像側に配置されたレンズの像側の面には、紫外線カットコート（以下、カットコートと略記）C が施されている。このカットコート C は、レンズ面に蒸着された多数の蒸着膜からなる。図 4 は、カットコート C の分光特性を示すグラフである。この図 4 に示されるように、対物レンズ 12 に施されたカットコート C は、400 nm を越える波長帯域の光（可視光及び赤外光）を透過させるとともに、400 nm 以下の光（紫外光）を低減させる。

【0021】なお、このカットコート C と上記カットフィルタ 14 とが併せて用いられた場合の紫外光に関する透過率は、0.1% 以下になる。図 5 は、カットコート C 及びカットフィルタ 14 の全体の分光特性を示すグラフである。このグラフに示されるように、カットコート C 及びカットフィルタ 14 は、全体として、紫外光を略遮断することができる。

【0022】次に、外部装置 2 について説明する。図 1 に示されるように、この外部装置 2 は、白色光を平行光束として発する白色光源 21、及び、生体の自家蛍光を励起する紫外帯域の励起光を平行光束として発する励起光源 22 を、備えている。白色光源 21 から発せられた白色光の光路上には、第 1 のシャッタ 23、及びダイクロイックミラー 24 が、順に配置されている。

【0023】第 1 のシャッタ 23 は、第 1 の駆動機構 23D に連結されており、白色光源 21 から射出された白色光を、遮断するか、又は、通過させる。ダイクロイックミラー 24 は、入射した光のうちの可視帯域の成分を透過させるとともに紫外帯域の成分を反射させる。そのため、第 1 のシャッタ 23 を通過した可視帯域の白色光は、このダイクロイックミラー 24 を透過する。

【0024】励起光源 22 は、発した励起光が、ダイクロイックミラー 24 を透過する白色光の光路と、このダイクロイックミラー 24 の反射面上で直交するように、配置されている。この励起光源 22 及びダイクロイックミラー 24 間の光路上には、第 2 のシャッタ 25 が、挿入配置されている。第 2 のシャッタ 25 は、第 2 の駆動

機構 25D に連結されており、励起光源 22 から射出された励起光を、遮断するか、又は、通過させる。

【0025】この第 2 のシャッタ 25 を通過した励起光は、ダイクロイックミラー 24 により反射される。このダイクロイックミラー 24 により反射された励起光の光路は、該ダイクロイックミラー 24 を透過した白色光の光路と、一致している。

【0026】このダイクロイックミラー 24 以降の光路上には、ホイール 26、及び、集光レンズ 27 が、順に配置されている。

【0027】ホイール 26 は、円板状に形成され、その外周に沿ったリング状の部分に、図示せぬ 4 つの開口が開けられている。これら各開口には、青色光（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、赤色光（R 光）のみを透過させる R フィルタ、及び、励起光を透過させる透明部材が、夫々詰め込まれている。

【0028】このホイール 26 は、モータ 26M に連結されている。そして、このホイール 26 は、モータ 26M に駆動されて回転することにより、その B フィルタ、G フィルタ、R フィルタ、及び透明部材を、順次繰り返して、光路中に挿入する。集光レンズ 27 は、ホイール 26 から射出された平行光束を、ライトガイド 13 の基端面（入射面）に収束させる。

【0029】なお、上記の両光源 21、22、両シャッタ 23、25、両駆動機構 23D、25D、ダイクロイックミラー 24、ホイール 26、集光レンズ 27、ライトガイド 13、及び配光レンズ 11 は、照射部に相当する。

【0030】さらに、外部装置 2 は、両駆動機構 23D、25D、モータ 26D、及び、内視鏡 1 の CCD 15 に夫々接続されたプロセッサ 28 を、備えている。このプロセッサ 28 は、両駆動機構 23D、25D、及びモータ 26D を夫々同期させて制御している。このため、ホイール 26 の B フィルタ、G フィルタ、又は R フィルタが光路中に挿入されている期間中には、第 1 のシャッタ 23 が白色光を通過させるとともに、第 2 のシャッタ 25 が励起光を遮断させる。一方、ホイール 26 の透明部材が光路中に挿入されている期間中には、第 1 のシャッタ 23 が白色光を遮断するとともに、第 2 のシャッタ 25 が励起光を通過させる。

【0031】そして、第 1 のシャッタ 23 を通過した白色光は、ダイクロイックミラー 24 を透過した後、ホイール 26 により、順次、B 光、G 光、及び R 光に夫々変換される。一方、第 2 のシャッタ 25 を通過した励起光は、ダイクロイックミラー 24 により反射された後、ホイール 26 の透明部材を透過する。

【0032】このため、ホイール 26 からは、順次、B 光、G 光、R 光、及び励起光が、射出される。これら B 光、G 光、R 光、及び励起光は、集光レンズ 27 により

収束されることにより、順次、ライトガイド13へ入射する。入射した光は、このライトガイド13により導かれ、配光レンズ11により拡散される。従って、内視鏡1の先端が被検体に対向配置されていると、この被検体は、B光、G光、R光、及び励起光により順次繰り返し照射される。

【0033】この被検体に対してB光、G光、又はR光が照射されているときには、対物レンズ12は、CCD15の撮像面近傍に、被検体のB光、G光、又はR光による像を夫々形成する。これらの像は、CCD15により、画像信号に変換される。即ち、被検体のB光による像、G光による像、及びR光による像は、夫々、B画像信号、G画像信号、及びR画像信号に、変換される。

【0034】一方、この被検体に対して励起光が照射されているときには、この被検体は、自家蛍光を発する。このため、対物レンズ12へは、この被検体から発せられた自家蛍光、及び、この被検体表面において反射された励起光が、入射する。この対物レンズ12に入射した光のうち、励起光の成分は、対物レンズ12のカットコートC及びカットフィルタ14により略遮断される。従って、CCD15の撮像面には、被検体の自家蛍光のみによる像が、形成される。このCCD15は、被検体の自家蛍光による像を、画像信号（F画像信号）に変換する。

【0035】そして、プロセッサ28は、CCD15から出力されたB画像信号、G画像信号、R画像信号、及びF画像信号を、順次繰り返し取得する。さらに、プロセッサ28は、取得したB画像信号、G画像信号、及びR画像信号に基づき、被検体のカラー画像を示す通常画像信号を合成する。また、このプロセッサ28は、F画像信号に基づき、被検体の自家蛍光による像を示す蛍光画像信号を生成する。

【0036】さらに、プロセッサ28は、R画像信号及び蛍光画像信号を夫々レベル調整した後に、レベル調整後のR画像信号とレベル調整後の蛍光画像信号との差分信号を、取得する。この差分信号には、被検体における自家蛍光の弱い部分の信号のみが含まれている。そのうえで、プロセッサ28は、通常画像信号に差分信号を所定の色（例えば青）として重ね合わせることで、診断用画像信号を生成して出力する。

【0037】この診断用画像信号は、モニタ3に、診断用画像として動画表示される。すると、術者は、この診断用画像を観察することにより、被検体における自家蛍光の弱い部分（病変の可能性のある部分）の位置及び形状を、正確に知ることができる。なお、このモニタ3には、通常画像信号に基づく被検体のカラー画像が、診断用画像と並べられた状態で動画表示されてもよい。

【0038】上述のように、本実施形態の電子内視鏡システムによると、被検体により反射されて対物レンズ12に入射した励起光は、そのカットコートCにより低減

され、さらに、カットフィルタ14により低減される。従って、プロセッサ28により取得される蛍光画像信号は、被検体の自家蛍光のみによる像に対応しているとみなすことができる。即ち、蛍光画像信号は、励起光に起因する成分により乱されることがない。

【0039】また、この電子内視鏡システムは、対物レンズ12のカットコートCにより、予め、励起光を低減させているので、カットフィルタ14における蒸着膜の数を増やすことなく、励起光を略遮断することができる。このため、製造工程等において、カットフィルタ14に割れが発生するおそれなくなる。従って、カットフィルタ14の製造工程における歩留まりを、高く保つことができる。

【0040】また、カットコートC及びカットフィルタ14は、その面に対して光線が垂直に入射した場合に、設計通りの性能を発揮する。即ち、これらカットコートC及びカットフィルタ14は、入射する光線の入射角が所定の許容角度を越えると、設計通りの性能を発揮することができない。本実施形態の対物レンズ12は、像側に略テレセントリックであるため、広い角度範囲で光線が入射してきたとしても、この対物レンズ12から射出される光線は、光軸に対して略平行になっている。このため、カットコートC及びカットフィルタ14に入射する光線の入射角は、許容角度以下になる。従って、これらカットコートC及びカットフィルタ14は、入射した励起光を、設計通りの性能で低減させることができる。

【0041】さらに、術者は、モニタ3に表示された画像を見ながら、病変部分を処置することもできる。例えば、術者は、レーザ治療用のレーザプローブを用いて、この病変部分に対して赤外線レーザを照射することにより、当該病変部分を処置することもできる。なお、レーザプローブから射出された赤外光は、被検体により反射されて内視鏡1の対物レンズ12へ入射する。しかし、この対物レンズ12を透過した赤外光は、カットフィルタ14により遮断されるので、CCD15へは達しない。このため、レーザ治療中であっても、モニタ3上の画像は、乱れることなく正常に表示されている。

【0042】＜第2実施形態＞本実施形態の電子内視鏡システムは、図6に示されるように、電子内視鏡1'、光源・プロセッサ装置（外部装置）4、励起光源装置5、及びモニタ3を、備えている。電子内視鏡（以下、内視鏡と略記）1'は、図6にはその形状が示されていないが、生体内に挿入される可撓管状の挿入部、この挿入部の基端側に対して一体に連結された操作部、及び、ライトガイド可撓管を、備えている。なお、ライトガイド可撓管は、その一端が操作部に連結されるとともに、その他端が外部装置3に連結可能な接続部として形成されている。

【0043】この内視鏡1'は、上記第1実施形態の場合と同様に、その先端部に夫々固定された配光レンズ1

1 及び対物レンズ 12 を、有している。なお、この対物レンズ 12 には、図 4 のグラフに示された特性を有するカットコート C が、施されている。

【0044】さらに、内視鏡 1 は、ライトガイド 13 を有している。このライトガイド 13 は、光ファイバが多数束ねられてなるファイババンドルである。そして、このライトガイド 13 は、その先端面を配光レンズ 11 に対向させるとともに、挿入部、操作部及びライトガイド可撓管内を引き通され、その基端側をライトガイドブラグとして接続部から突出させている。

【0045】また、この内視鏡 1 ' の挿入部内における対物レンズ 12 の後方には、上記第 1 実施形態と同様に、カットフィルタ 14 及び CCD 15 が配置されている。なお、このカットフィルタ 14 は、図 2 のグラフに示された特性を有している。そして、上記のカットコート C 及びカットフィルタ 14 は、全体として、図 5 のグラフに示された分光特性になる。

【0046】このカットフィルタ 14 の後方の CCD 15 には、信号線が接続されている。この信号線は、ライトガイド 13 とともに、挿入部、操作部及びライトガイド可撓管内を引き通され、その端部を信号端子として接続部から突出させている。

【0047】外部装置 4 は、光源ユニット 41 及びプロセッサ 42 を、有する。光源ユニット 41 は、図示せぬ白色光源、並びに、この白色光源から発せられた白色光を、順次、B 光、G 光、及び R 光に変換するホイールを、有する。プロセッサ 42 は、光源ユニット 41 に接続されているとともに、モニタ 3 に接続されている。

【0048】そして、内視鏡 1 ' の接続部がこの外部装置 4 と連結された状態において、ライトガイド 13 の基端面は光源ユニット 41 に対向配置され、信号線はプロセッサと接続される。この状態において、光源ユニット 41 は、B 光、G 光及び R 光を、順次繰り返してライトガイド 13 の基端面に入射させる。入射した光は、このライトガイド 13 により導かれ、配光レンズ 11 により拡散される。従って、内視鏡 1 の先端が被検体に対向配置されていると、この被検体は、B 光、G 光、及び R 光により順次繰り返し照射される。

【0049】すると、対物レンズ 12 は、CCD 15 の撮像面近傍に、順次、被検体の B 光、G 光、及び R 光による像を形成する。これらの像は、CCD 15 により、画像信号に変換される。即ち、被検体の B 光による像、G 光による像、及び R 光による像は、夫々、B 画像信号、G 画像信号、及び R 画像信号に、変換される。プロセッサは、これら B 画像信号、G 画像信号、及び R 画像信号を取得して、被検体のカラー画像を示す通常画像信号を生成する。この通常画像信号は、モニタ 3 にカラー画像として動画表示される。

【0050】さらに、内視鏡 1 ' は、鉗子チャンネルを有する。この鉗子チャンネルは、内視鏡 1 ' の先端部及び操

作部に夫々開口した一対の鉗子孔、並びに、これら鉗子孔同士を連通する鉗子管から構成されている。そして、術者は、この鉗子チャンネルを通じて、以下に説明する励起光ガイドを、内視鏡 1 ' の先端部に突出させる。なお、術者は、この鉗子チャンネルを通じて、鉗子、処置具、又は各種のプローブ等を内視鏡 1 ' の先端部に突出させることもできる。

【0051】励起光源装置 5 は、UV ランプ 51、リフレクタ 52、及び励起光ガイド 53 を、有している。なお、この励起光源装置 5 は、励起光照射部に相当する。UV ランプ 51 は、生体の自家蛍光を励起する紫外帯域の励起光を発する光源である。リフレクタ 52 は、内面が反射面として形成された回転対称な反射鏡である。励起光ガイド 53 は、多数の光ファイバが束ねられてなるファイババンドルである。この励起光ガイド 53 は、その一端面（入射面）をリフレクタ 52 に対向させるとともに、内視鏡 1 ' の鉗子チャンネル内を引き通され、その他端面（出射面）を、内視鏡 1 ' の先端部から突出させている。

【0052】そして、術者が、光源ユニット 4 の白色光源を消灯させるとともに、UV ランプ 51 を点灯させると、この UV ランプ 51 から発せられた励起光は、リフレクタ 52 により反射されて、励起光ガイド 53 の入射面に収束する。収束した励起光は、この励起光ガイド 53 により導かれて、その出射面から被検体へ向けて出射する。

【0053】この励起光により照射されると、被検体は、自家蛍光を発する。このため、対物レンズ 12 へは、この被検体から発せられた自家蛍光、及び、この被検体表面において反射された励起光が、入射する。この対物レンズ 12 に入射した光のうち、励起光の成分は、対物レンズ 12 のカットコート C 及びカットフィルタ 14 により略遮断される。従って、CCD 15 の撮像面には、被検体の自家蛍光のみによる像が、形成される。この CCD 15 は、被検体の自家蛍光による像を、画像信号（F 画像信号）に変換する。

【0054】そして、プロセッサ 42 は、CCD 15 から出力された F 画像信号を取得するとともに、取得した F 画像信号に基づき、被検体の自家蛍光による像を示す蛍光画像信号を生成する。この蛍光画像信号は、モニタ 3 に動画表示される。

【0055】＜変形例＞上記の両実施形態における電子内視鏡システムでは、被検体に対して B 光、G 光、及び R 光を順次照射して、CCD 15 により得られた B 画像信号、G 画像信号、及び R 画像信号に基づいて、被検体のカラー画像を合成するいわゆる面順次方式が用いられている。

【0056】この被検体のカラー画像を得るためには、上記面順次方式の他にも、カラー CCD を利用した方式が知られている。このカラー CCD とは、カラーモザイ

クフィルタが取り付けられたＣＣＤエリアセンサである。このカラーＣＣＤは、白色光により照明された被検体の像を、カラーの画像信号に変換する。

【００５７】このカラーＣＣＤは、その撮像面に対して、光線が垂直に入射した場合に、良好な画像信号を出力する。このため、対物レンズは、完全にテレセントリックであることが好ましい。従って、このカラーＣＣＤを用いた内視鏡の対物光学系は、像側にテレセントリックな対物レンズ、及び、この対物レンズとカラーＣＣＤとの間の光路中に挿入されたカットフィルタ１４を、備

えていることが好ましい。
【００５８】この対物レンズの最最後側の面には、上記両実施形態における対物レンズ１２と同様に、カットコートＣが施されている。そして、被検体が、白色光でなく励起光により照射された場合には、この被検体から発せられた自家蛍光及び被検体表面で反射された励起光が対物レンズに入射し、そのうちの励起光は、カットコートＣより低減される。そして、この励起光はカットフィルタ１４によりさらに低減される。即ち、励起光は、こ

【００５９】

【発明の効果】以上のように構成された本発明の電子内視鏡は、その対物レンズと撮像素子との間の光路中に挿入されたフィルタだけでなく、対物レンズのレンズ面に施されたカットコートにより励起光を低減させている。このため、励起光を０．１％以下に低減させることができる。従って、この電子内視鏡を備えた電子内視鏡システムは、励起光による影響が除去された蛍光画像信号を出力することができる。

* 30

*【図面の簡単な説明】

【図１】 本発明の第１実施形態による電子内視鏡システムの構成図

【図２】 紫外・赤外カットフィルタの分光特性を示すグラフ

【図３】 対物レンズの構成図

【図４】 紫外線カットコートの分光特性を示すグラフ

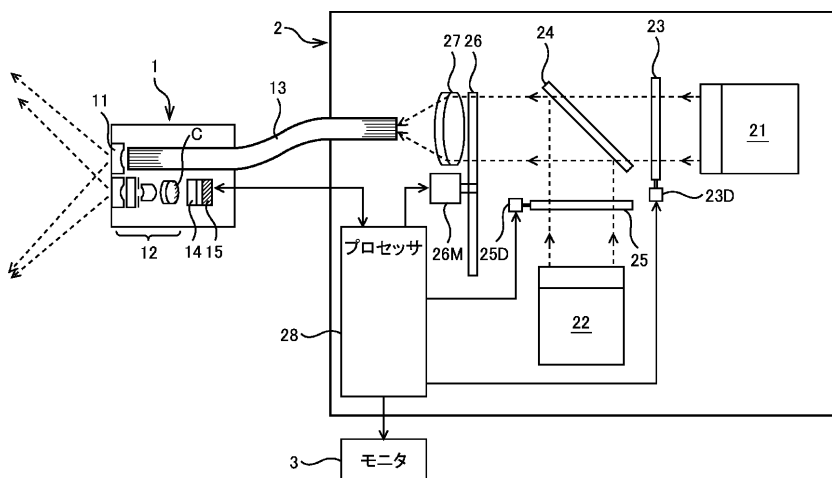
【図５】 カットコート及びカットフィルタの全体の分光特性を示すグラフ

【図６】 本発明の第２実施形態による電子内視鏡システムの構成図

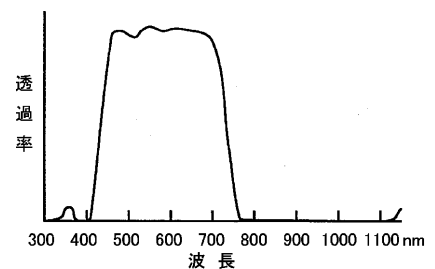
【符号の説明】

- | | |
|-------|------------------|
| １ | 電子内視鏡 |
| １２ | 対物レンズ |
| １３ | ライトガイド |
| １４ | 紫外・赤外カットフィルタ |
| １５ | ＣＣＤエリアセンサ |
| ２ | 光源・プロセッサ装置（外部装置） |
| ２１ | 白色光源 |
| ２２ | 励起光源 |
| ２３，２５ | シャッタ |
| ２４ | ダイクロイックミラー |
| ２８ | プロセッサ |
| ３ | モニタ |
| ４ | 光源・プロセッサ装置（外部装置） |
| ４１ | 光源ユニット |
| ４２ | プロセッサ |
| ５ | 励起光源装置 |
| ５３ | 励起光ガイド |

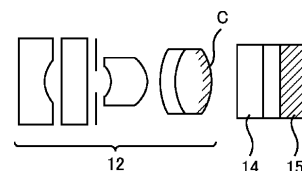
【図１】



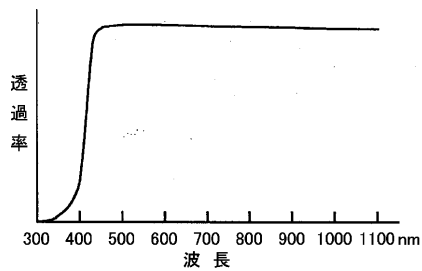
【図２】



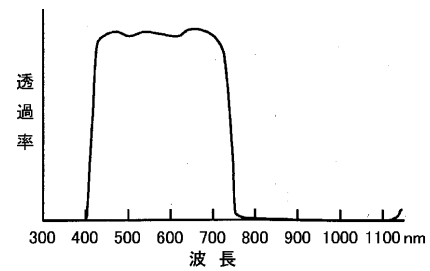
【図３】



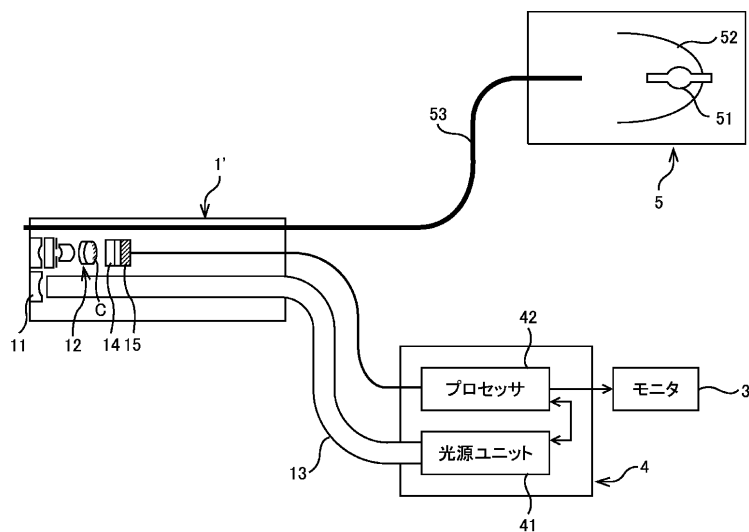
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(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
(72)発明者 植田 裕久
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
(72)発明者 安達 滝介
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

(72)発明者 スティーブン エフ フルハム ジュニア
アメリカ合衆国、アメリカ合衆国、マサチ
ュセッツ州 01801-2122、ウォボーン、
23 カニングスパーク ニュートン ラボ
ラトリーズ インコーポレーション内
Fターム(参考) 2H040 AA00 BA09 CA02 CA10 CA11
CA12 CA21 CA22 DA03 DA14
DA21 DA42 DA56 GA02 GA05
GA11
4C061 CC06 FF40 HH51 JJ06 LL01
QQ04 RR02 RR14 WW17
5C022 AA09 AC42 AC54 AC55

专利名称(译)	电子内窥镜和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2002153414A	公开(公告)日	2002-05-28
申请号	JP2000351157	申请日	2000-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 牛顿实验室酒店集团		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 牛顿实验室酒店集团		
[标]发明人	中村 哲也 植田 裕久 安達 滝介 スティーブンエフフルハムジュニア		
发明人	中村 哲也 植田 裕久 安達 滝介 スティーブン エフ フルハム ジュニア		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/05 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/05		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/24.C H04N5/225.C A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.610 H04N5/225 H04N5/225.400 H04N5/225.500		
F-TERM分类号	2H040/AA00 2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA21 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/HH51 4C061/JJ06 4C061/LL01 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR14 4C061/WW17 5C022/AA09 5C022/AC42 5C022/AC54 5C022/AC55 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/JJ06 4C161/LL01 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/WW17 5C122/DA26 5C122/EA15 5C122/FB03 5C122/FB13 5C122/FB17 5C122/FB20 5C122/FC01 5C122/FK23 5C122/GE08 5C122/GE11 5C122/GG02 5C122/GG03 5C122/GG08 5C122/GG13 5C122/GG21 5C122/HA82 5C122/HA86 5C122/HB06 5C122/HB10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该电子内窥镜系统具有能够阻挡激发生物体自发荧光的紫外线的物镜光学系统。物镜12在像侧大体上是远心的，并且在其最后表面上涂覆了紫外线防切割涂层C。CCD 15的成像表面布置在物镜12形成被摄体图像的位置附近。截止滤光器14插入物镜12和CCD 15之间。防护涂层C和防护滤光片14相对于紫外线的透射率为0.1%以下。即使光线以宽角度范围入射在物镜12上，从物镜12发射的光线也基本上平行于光轴。因此，将入射在防护涂层C和滤光片14上的光线的入射角抑制得较小。

