

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6467746号
(P6467746)

(45) 発行日 平成31年2月13日(2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月25日(2019.1.25)

(51) Int.Cl.	F 1				
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	5 1 1
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	7 3 1
G O 2 B	23/24	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	6 1 1
G O 2 B	23/26	(2006.01)	G O 2 B	23/24	B
			G O 2 B	23/26	B

請求項の数 10 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2018-81437(P2018-81437)
(22) 出願日 平成30年4月20日(2018.4.20)
審査請求日 平成30年7月23日(2018.7.23)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 314012076
パナソニックIPマネジメント株式会社
大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号
(74) 代理人 110002000
特許業務法人栄光特許事務所
(72) 発明者 松尾 直人
大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
ソニック株式会社内

審査官 磯野 光司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被写体に対して、紫外領域を含む第1所定範囲の波長を有する第1励起光と、赤外領域を含む第2所定範囲の波長を有する第2励起光とを出射する光源と、

前記第1所定範囲および前記第2所定範囲の波長のそれぞれを有する光を遮断する光学フィルタと、

前記光学フィルタの出射側に配置され、前記第1励起光および第2励起光のそれぞれにより励起されて蛍光発光した前記被写体の撮像画像を生成するセンサ部と、

前記被写体の撮像画像をモニタに出力する出力部と、を備え、

前記光源は、可視光をさらに出射し、

前記光源は、前記第1励起光と前記第2励起光と前記可視光とを同時に出射し、

前記センサ部は、さらに前記光学フィルタを通過した波長帯域の可視光に基づいて、前記被写体の撮像画像を生成する、

内視鏡システム。

【請求項2】

前記第1所定範囲は、380nm～420nmであり、

前記第2所定範囲は、690nm～820nmである、

請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記光学フィルタは、690nm～820nmの波長において透過率が0.1%以下と

なる特性を有する、

請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源は、狭帯域の LED またはレーザダイオードを用いて構成される、
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光学フィルタは、前記被写体に予め投与された 5 - アミノレブリン酸の前記第 1 励起光に基づく蛍光を入射する、
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光学フィルタは、前記被写体に予め投与されたインドシアニンググリーンの前記第 2 励起光に基づく蛍光を入射する、
請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記センサ部は、内視鏡の先端部に配置された、
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記センサ部に含まれるイメージセンサの対角の径は 10 mm 以下である、
請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記光源は、切替信号に応じて、前記第 1 励起光、前記第 2 励起光および前記可視光のうちいずれかを選択的に切り替えて出射する、
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

内視鏡システムの作動方法であって、
光源が、紫外領域を含む第 1 所定範囲の波長を有する第 1 励起光と、赤外領域を含む第 2 所定範囲の波長を有する第 2 励起光と、可視光とを同時に射出するステップと、
光学フィルタにより、前記第 1 所定範囲および前記第 2 所定範囲の波長のそれぞれを有する光を遮断するステップと、

前記光学フィルタの出射側に配置されたセンサ部が、前記第 1 励起光により励起されて蛍光発光した被写体の撮像画像と前記第 2 励起光により励起されて蛍光発光した前記被写体の撮像画像と前記光学フィルタを通過した波長帯域の可視光に基づく前記被写体の撮像画像とを生成するステップと、

モニタが、前記被写体の撮像画像を出力するステップと、を有する、
内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡システムおよび内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

被写体（例えば人体の患部）による蛍光発光の光強度を増大し、蛍光観察の精度を向上する内視鏡システムが知られている（例えば、特許文献 1 参照）。この内視鏡システムでは、IR（Infrared Ray）励起光源は、被写体に対して 780 nm の波長を有するレーザ光と 808 nm の波長を有するレーザ光を出射する。内視鏡を用いる手術の患者には、蛍光物質（例えば、インドシアニンググリーン）が予め投与される。イメージセンサは、780 nm の波長を有するレーザ光および 808 nm の波長を有するレーザ光の少なくとも一方に励起されて蛍光物質が蛍光発光した被写体の画像を生成する。モニタは、生成された画像を出力する。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2018-042676号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1では、蛍光物質の一例としてのインドシアニングリーンに780nmおよび808nmの波長を有するIR励起光をそれぞれ照射しより長波長で蛍光発光した画像を出力する例が開示されている。インドシアニンググリーンが投与された被写体に780nmまたは808nmのIR励起光が照射されると、蛍光発光した画像により、被写体である患部のリンパ節付近の鮮明な状況が判明する。内視鏡を用いる手術においては、リンパ節付近の鮮明な状況が判明することで、医者等の判断を適切にサポートできる。

10

【0005】

しかし、例えばガン細胞等の腫瘍部分が患者の体内に存在する場合、腫瘍部分を的確に判別可能に蛍光発光した画像を得るために、蛍光物質（蛍光試薬）として5-ALA（アミノレブリン酸）を使用することがある。光感受性物質である5-ALAは、腫瘍細胞に選択的に集積され、ミトコンドリア内で生合成される蛍光物質であるプロトポルフィリンIX（Protoporphyrin IX）となり、赤色蛍光を発する。この5-ALAを蛍光発光させるための励起光の波長は、インドシアニンググリーンを蛍光発光させるための励起光の波長（つまり、780nmまたは808nm）とは異なって、例えば380nm～420nmであり、蛍光発光する波長（600nm～740nm）も同様に異なる。従って、手術中に5-ALAを蛍光発光させた画像を出力したり、インドシアニンググリーンを蛍光発光させた画像を出力したりする場合があります。出力画像の視認性の劣化を抑えるために、複数の蛍光物質を蛍光発光させるためのそれぞれの励起光を適切にカット（遮断）することが求められる。特許文献1に記載された内視鏡システムでは、複数の蛍光物質を蛍光発光させるためのそれぞれ異なる波長の励起光を適切にカットすることは考慮されていない。

20

【0006】

本開示は、上述した従来の事情に鑑みて案出され、複数の蛍光物質を蛍光発光させるためのそれぞれ異なる波長の励起光を適切にカットし、いずれの蛍光物質を蛍光発光させる場合でも被写体による蛍光発光の光強度の低減を抑制して蛍光発光した画像の視認性を向上する内視鏡システムおよび内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示は、被写体に対して、紫外領域を含む第1所定範囲の波長を有する第1励起光と、赤外領域を含む第2所定範囲の波長を有する第2励起光とを出射する光源と、前記第1所定範囲および前記第2所定範囲の波長のそれぞれを有する光を遮断する光学フィルタと、前記光学フィルタの出射側に配置され、前記第1励起光および第2励起光のそれぞれにより励起されて蛍光発光した前記被写体の撮像画像を生成するセンサ部と、前記被写体の撮像画像をモニタに出力する出力部と、を備え、前記光源は、可視光をさらに出射し、前記光源は、前記第1励起光と前記第2励起光と前記可視光とを同時に出射し、前記センサ部は、さらに前記光学フィルタを通過した波長帯域の可視光に基づいて、前記被写体の撮像画像を生成する、内視鏡システムを提供する。

40

【0008】

また、本開示は、内視鏡システムの作動方法であって、光源が、紫外領域を含む第1所定範囲の波長を有する第1励起光と、赤外領域を含む第2所定範囲の波長を有する第2励起光と、可視光とを同時に出射するステップと、光学フィルタにより、前記第1所定範囲および前記第2所定範囲の波長のそれぞれを有する光を遮断するステップと、前記光学フィルタの出射側に配置されたセンサ部が、前記第1励起光により励起されて蛍光発光した被写体の撮像画像と前記第2励起光により励起されて蛍光発光した前記被写体の撮像画像と前記光学フィルタを通過した波長帯域の可視光に基づく前記被写体の撮像画像とを生成

50

するステップと、モニタが、前記被写体の撮像画像を出力するステップと、を有する、内視鏡システムの作動方法を提供する。

【発明の効果】

【0009】

本開示によれば、複数の蛍光物質を蛍光発光させるためのそれぞれ異なる波長の励起光を適切にカットでき、いずれの蛍光物質を蛍光発光させる場合でも被写体による蛍光発光の光強度の低減を抑制できて蛍光発光した画像の視認性を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施の形態1に係る内視鏡システムの外觀例を示す斜視図

10

【図2】スコープの先端に設けられた硬性部の内部構造を示す模式図

【図3】イメージセンサの構造を説明する模式図

【図4】実施の形態1に係る内視鏡システムのハードウェア構成例を示すブロック図

【図5】実施の形態1および比較例に係るそれぞれの励起光カットフィルタの特性例を示す図

【図6】光源ユニットの構造概略の第1例を示す図

【図7】光源ユニットの構造概略の第2例を示す図

【図8】実施の形態1に係る内視鏡システムの動作概要例を示す説明図

【図9】5 - A L A用励起光と5 - A L A用蛍光との特性例を示す図

【図10】図5に示すそれぞれの励起光カットフィルタを用いた場合の5 - A L A用蛍光の特性例を示す図

20

【図11】実施の形態1に係る内視鏡システムの動作手順の一例を詳細に説明するフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示に係る内視鏡システムおよび蛍光画像出力方法を具体的に開示した実施の形態を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になることを避け、当業者の理解を容易にするためである。尚、添付図面および以下の説明は、当業者が本開示を十分に理解するために提供されるものであり、これらにより特許請求の範囲に記載の主題を限定することは意図されていない。

30

【0012】

(実施の形態1の概要)

以下の実施の形態1に係る内視鏡システムでは、光源は、被写体に対して、非可視光帯域の第1所定範囲(例えば、380nm~420nm)の波長を有する第1励起光(例えば、Violet光)と、非可視光帯域の第2所定範囲(例えば、690nm~810nm)の波長を有する第2励起光(例えば、IR光)とを出射する。光学フィルタは、第1所定範囲および第2所定範囲の波長のそれぞれを有する光(つまり、第1励起光および第2励起光)を遮断する。センサ部は、光学フィルタの出射側に配置され、第1励起光および第2励起光のそれぞれにより励起されて蛍光発光した被写体の撮像画像を生成する。第1励起光に基づく蛍光、および第2励起光に基づく蛍光のそれぞれの波長域は対応する励起光の波長より長波長側にシフトし、光学フィルタにより遮断されない。出力部は、被写体の撮像画像をモニタに出力する。

40

【0013】

(実施の形態1に係る内視鏡システムの構成)

図1は、実施の形態1に係る内視鏡システム5の外觀例を示す斜視図である。以下の説明において、「上」、「下」、「前」、「後」は、図1に示すそれぞれの方向に従う。例えば、水平面に置かれたビデオプロセッサ30の上方向、下方向をそれぞれ「上」、「下」と称し、内視鏡10が観察対象を撮像する側を「前」と称し、内視鏡10がビデオプロ

50

セッサ 30 に接続される側を「後」と称する。

【0014】

内視鏡システム 5 は、内視鏡 10 と、ビデオプロセッサ 30 と、モニタ 40 とを含む構成である。内視鏡 10 は、例えば医療用の軟性鏡である。ビデオプロセッサ 30 は、観察対象（例えば、人体の内部。以下同様。）に挿入された内視鏡 10 により撮像されて得られた撮像画像（例えば、静止画もしくは動画）に対して所定の画像処理を施してモニタ 40 に出力する。モニタ 40 は、ビデオプロセッサ 30 から出力された画像処理後の撮像画像のデータを表示する。画像処理は、例えば、色補正、階調補正、ゲイン調整であるが、これらの処理に限定されない。

【0015】

内視鏡 10 は、例えば人体内に挿入され、観察対象の様子を被写体として撮像する。内視鏡 10 は、観察対象の内部に挿入されるスコープ 13 と、スコープ 13 の後端部が接続されるプラグ部 16 とを含む。スコープ 13 は、比較的長い可撓性を有する軟性部 11 と、軟性部 11 の先端に設けられた剛性を有する硬性部 12 とを含む。スコープ 13 の構造については後述する。

【0016】

ビデオプロセッサ 30 は、筐体 30z を有し、内視鏡 10 により撮像された撮像画像に対して画像処理を施し、画像処理後の撮像画像のデータを表示データとしてモニタ 40 に出力する。筐体 30z の前面には、プラグ部 16 の基端部 16z が挿入されるソケット部 30y が配置される。プラグ部 16 の基端部 16z がソケット部 30y に挿入され、内視鏡 10 とビデオプロセッサ 30 とが電氣的に接続されることで、内視鏡 10 とビデオプロセッサ 30 との間で電力および各種のデータもしくは情報（例えば、撮像映像のデータもしくは各種の制御情報）の送受信が可能となる。これらの電力および各種のデータ若しくは情報は、スコープ 13 の内部に挿通された伝送ケーブル（図示略）を介して、プラグ部 16 から軟性部 11 側に伝送される。また、硬性部 12 の内側に設けられたイメージセンサ 22（言い換えると、固体撮像素子、図 2 参照）から出力される撮像画像のデータは、伝送ケーブルを介して、プラグ部 16 からビデオプロセッサ 30 に伝送される。また、軟性部 11 は、内視鏡 10 の操作部（図示略）への入力操作に応じて、可動（例えば屈曲）する。内視鏡 10 の操作部（図示略）は、例えばビデオプロセッサ 30 に近い内視鏡 10 の基端側に配置される。

【0017】

ビデオプロセッサ 30 は、伝送ケーブルを介して伝送された撮像画像のデータに対し、所定の画像処理（上述参照）を施し、画像処理後の撮像画像のデータを表示データとして生成変換して、モニタ 40 に出力する。

【0018】

モニタ 40 は、例えば、LCD（Liquid Crystal Display）、CRT（Cathode Ray Tube）もしくは有機 EL（Electroluminescence）等の表示デバイスを用いて構成される。モニタ 40 は、ビデオプロセッサ 30 により画像処理が施された後の撮像画像（つまり、内視鏡 10 によって撮像された被写体の撮像画像）のデータを表示する。モニタ 40 に表示された撮像画像は、例えば内視鏡を用いた手術中に医者等によって視認される。

【0019】

図 2 は、スコープ 13 の先端に設けられた硬性部 12 の内部構造を示す模式図である。硬性部 12 の先端面には、撮像窓 12z が配置される。撮像窓 12z は、例えば光学ガラスもしくは光学プラスチック等の光学材料を含んで形成され、被写体からの光を入射する。

【0020】

硬性部 12 の先端面には、第 1 励起光光源ユニット 332（図 4 参照）からの IR（Infrared Ray）励起光を伝送するための光ファイバ 27B の先端が露出する照射窓 28y が配置される。硬性部 12 の先端面には、第 2 励起光光源ユニット 333（図 4 参照）からの Violet 励起光を伝送するための光ファイバ 27C の先端が露出する照射窓 27z

10

20

30

40

50

が配置される。光ファイバ27Bから、後述するように、ICG（インドシアニンググリーン）の蛍光試薬を蛍光発光させるために適した波長（後述参照）を有するIR励起光（レーザー光）が出射される。また、光ファイバ27Cから、後述するように、5-ALAの蛍光試薬を蛍光発光させるために適した波長（後述参照）を有するViolet励起光（レーザー光）が出射される。

【0021】

硬性部12の先端面には、可視光源ユニット331（図4参照）からの可視光を伝送するための光ファイバ27Aの先端が露出する照射窓28zが配置される。なお、図2では可視光用の照射窓28zとViolet励起光用の照射窓27zとIR励起光用の照射窓28yとが別々に構成されているが、一つの照射窓に纏めて構成されてもよい。この場合、それぞれの光ファイバ27A、28B、27Cは一つの照射窓に纏めて導出される。

10

【0022】

なお、IR励起光に対応する光ファイバ27BおよびViolet励起光に対応する光ファイバ27Cの配置数は、1つに限らず、それぞれの光ファイバがスコープ13内に収容可能であれば複数設けられてもよい。

【0023】

硬性部12の内側には、撮像窓12z側からレンズ等の光学系24、励起光カットフィルタ23、イメージセンサ22が配置される。イメージセンサ22は、センサユニットSUを構成する。具体的には、センサユニットSUは、第1駆動回路21と、露光制御部EPと、イメージセンサ22とを含む構成である（図4参照）。光学系24は、単一のレンズで構成されてもよいし、複数枚のレンズを用いて構成されてもよい。

20

【0024】

撮像窓12zから入射した光（具体的には、可視光、Violet励起光に基づいて蛍光発光した光、または、IR励起光に基づいて蛍光発光した光）は、光学系24に入射して光学系24により集光され、励起光カットフィルタ23を透過した後、第1駆動回路21の制御の下で動作する露光制御部EPを介して、イメージセンサ22の撮像面に結像する。スコープ13の硬性部12の内側に配置されるイメージセンサ22の大きさ（つまり、径方向の長さ）は10mm以下であるので、イメージセンサ22を内視鏡に適用可能である。

【0025】

図3は、イメージセンサ22の構造を説明する模式図である。イメージセンサ22は、例えば、イメージセンサ22の前面に、非可視光（IRもしくはViolet）、赤色（R）、青色（B）および緑色（G）の波長の光をそれぞれ透過させる色フィルタ22zがベイア配列で配置されている。図3では、非可視光用画素をIR励起光に対する蛍光（つまり、Violet励起光から発生する蛍光は600nm~740nmで、可視光領域のR画素またはG画素でセンシング）を透過させることを示すために、「IR/G」と示されている。なお、図3では、「IR/G」と示されているが、「IR/G」の代わりに「IR/R」と示されてもよい。イメージセンサ22は、例えば、各波長の光を受光する非可視光用画素、赤色用画素、青色用画素、および緑色用画素が複数配列された構造を有する撮像素子である。

30

40

【0026】

イメージセンサ22は、例えば、CCD（Charged Coupled Device）もしくはCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等の固体撮像素子を用いて構成される。イメージセンサ22は、例えば四角形状に構成され、非可視光（例えば、IR光およびViolet光）、赤色光、青色光および緑色光を同時に受光可能な単板式カメラとして用いられる。

【0027】

図4は、実施の形態1に係る内視鏡システム5のハードウェア構成例を示すブロック図である。内視鏡10は、前述したように、スコープ13の硬性部12の内側に設けられた、光学系24、励起光カットフィルタ23、イメージセンサ22、露光制御部EPおよび

50

第1駆動回路21を備える。内視鏡10は、スコープ13の内側に挿通され、プラグ部16の基端部16zから硬性部12の先端面まで延びた光ファイバ27(図6参照、具体的には、光ファイバ27A, 27B, 27C)を備える。

【0028】

第1駆動回路21、露光制御部EPおよびイメージセンサ22により、センサ部の一例としてのセンサユニットSUが構成される。

【0029】

第1駆動回路21は、内視鏡10内の駆動部として動作し、露光制御部EPによる電子シャッタのオンオフを切り替えることで、イメージセンサ22における撮像のオンオフを切り替える。

【0030】

露光制御部EPは、第1駆動回路21の制御の下で、イメージセンサ22の撮像面への光の入射のオン(つまり、電子シャッタのオン)と、イメージセンサ22の撮像面への光の入射のオフ(つまり、電子シャッタのオフ)とを切り替える。

【0031】

イメージセンサ22は、第1駆動回路21によって露光制御部EPにより電子シャッタがオンされた場合、撮像面に結像された光学像を光電変換し、撮像画像の信号(データ)を、伝送ケーブルを介してビデオプロセッサ30内のイメージプロセッサ35に出力する。なお、イメージセンサ22による光電変換では、例えば光学像の露光および撮像画像の信号(データ)の生成や読み出しが行われる。

【0032】

光学フィルタの一例としての励起光カットフィルタ23は、イメージセンサ22の前側(言い換えると、受光側)に配置され、可視光を透過させる。また、励起光カットフィルタ23は、光学系24を透過する光のうち、被写体により反射された励起光(具体的には、Violet励起光、IR励起光)の透過を遮断し、Violet励起光に基づく蛍光ならびにIR励起光に基づく蛍光をそれぞれ透過させる。つまり、実施の形態1に係る励起光カットフィルタ23は、特許文献1に記載のIR励起光カットフィルタとは異なり、複数の異なる波長帯域を有するViolet励起光ならびにIR励起光の透過を遮断する特性を有する(図5参照)。

【0033】

励起光カットフィルタ23は、実施の形態1では、イメージセンサ22の前面に配置されているが、光学系24の光線の入射光路上に配置されていれば良く、光学要素上に直接配置することも出来る。また、励起光カットフィルタ23は入射光に対し角度依存性を有するので、光線の入射角度が小さい部分に配置することが望ましく、その角度は概ね25°以下であることが望ましい。

【0034】

図5は、実施の形態1および比較例に係るそれぞれの励起光カットフィルタの特性例を示す図である。図5の符号a2は、比較例(具体的には、特許文献1参照)に係るIR励起光カットフィルタの特性を示す。比較例に係るIR励起光カットフィルタは、符号a2に示されるように、660nm~850nmの波長を有する光に対し、透過率0.1%以下(例えば0.01%以下)となる特性を有する。

【0035】

内視鏡を用いた手術では、医者等が患部のリンパ節の状況を判別するために、観察対象である人体内に蛍光物質(蛍光試薬)であるICG(インドシアニングリーン)がIR励起光の照射前に予め投与されると、被写体である患部にICG(インドシアニンググリーン)が集積する。ICG(インドシアニンググリーン)は、IR励起光に基づいて励起されると、より高波長側(例えば860nm)の光で蛍光発光する。IR励起光の波長は例えば780nmもしくは808nmである。これにより、比較例に係るIR励起光カットフィルタは、780nmもしくは808nmの波長を有するIR励起光の透過を遮断できる。

【0036】

10

20

30

40

50

従って、符号 a 2 に示されるように、比較例に係る I R 励起光カットフィルタでは、860 nm 付近の波長を有する I C G (インドシアニングリーン) の蛍光の透過率が高く、780 nm もしくは 808 nm の波長を有する I R 励起光の透過率がほぼ 0 % であり、透過率が低い。このように、比較例に係る I R 励起光カットフィルタは、I R 励起光のうち、蛍光発光に寄与しない I R 励起光の透過を遮断するので、良好な S N 比 (コントラスト) を得ることが出来る。また、比較例に係る I R 励起光カットフィルタでは、例えば 410 nm ~ 660 nm の波長を有する可視光の透過率が高い。つまり、比較例に係る I R 励起光カットフィルタでは、例えば 410 nm を超える 410 nm 近傍の波長を有する光の透過率が高い。

【 0 0 3 7 】

10

しかし、上述したように、医者等が患者の体内にガン細胞等の腫瘍が存在する場合、その腫瘍部分を的確に判別するために蛍光物質 (蛍光試薬) である 5 - A L A が V i o l e t 励起光の照射前に予め投与され、生合成された蛍光物質であるプロトポルフィリン IX (Protoporphyrin IX) が腫瘍部分に集積される。ここでいう V i o l e t 励起光は、蛍光物質 (蛍光試薬) であるプロトポルフィリン IX を蛍光発光させるために適する波長 (例えば、404 nm) を有する光であり、例えば 380 nm ~ 420 nm の範囲の波長帯域を有する。この場合、比較例に係る I R 励起光カットフィルタ (符号 a 2 参照) によると、V i o l e t 励起光の波長 (例えば 404 nm) の光は透過してしまうため、プロトポルフィリン IX の蛍光 (例えば 620 nm ~ 680 nm) だけでなく V i o l e t 励起光自体もイメージセンサ 2 2 に結像されてしまう。このため、プロトポルフィリン IX の蛍光による撮像画像の画質が劣化して撮像画像の視認性が悪くなり、手術に支障をきたす可能性がある。

20

【 0 0 3 8 】

そこで、実施の形態 1 に係る励起光カットフィルタ 2 3 (符号 a 1 参照) は、比較例に係る I R 励起光カットフィルタが 1 つの透過禁止帯域 (つまり、660 nm ~ 850 nm の波長帯域) を有するのに対し、2 つの透過禁止帯域を有する。具体的に、符号 a 1 に示されるように、2 つの透過禁止帯域は、380 nm ~ 420 nm の波長帯域と、690 nm ~ 820 nm の波長帯域である。前者の波長帯域は、例えば V i o l e t 励起光の透過を遮断するための帯域に対応する。後者の波長帯域は、例えば I R 励起光の透過を遮断するための帯域に対応する。言い換えると、実施の形態 1 に係る励起光カットフィルタ 2 3 は、被写体により反射された V i o l e t 励起光だけでなく I R 励起光の透過を遮断することができる。

30

【 0 0 3 9 】

また、図 4 に示すように、ビデオプロセッサ 3 0 は、コントローラ 3 1、第 2 駆動回路 3 2、光源ユニット 3 3、イメージプロセッサ 3 5、およびディスプレイプロセッサ 3 6 を備える。

【 0 0 4 0 】

コントローラ 3 1 は、内視鏡 1 0 による撮像処理を統括的に制御する。コントローラ 3 1 は、切替信号に基づいて、第 2 駆動回路 3 2 に対して可視光、I R 励起光および V i o l e t 励起光の両方、またはいずれかを照射するように発光を制御するための制御信号を生成して出力する。また、コントローラ 3 1 は、第 2 駆動回路 3 2 に対するいずれかの光の発光制御と同期して、発光させる光に対応して内視鏡 1 0 内の第 1 駆動回路 2 1 の動作を制御する。切替信号は、ビデオプロセッサ 3 0 と接続されたフットスイッチ (図示略) に対する医者等の操作に基づいて生成されてよい。また、切替信号は、医者等が可視光、I R 励起光および V i o l e t 励起光のうちどの光を照射するかを音声で発した時に、その音声を解析した音声認識アプリケーション (図示略) の出力 (つまり、音声認識結果) でもよい。

40

【 0 0 4 1 】

第 2 駆動回路 3 2 は、例えば光源駆動回路であり、コントローラ 3 1 からの制御信号に応じて、光源ユニット 3 3 (具体的には、可視光光源ユニット 3 3 1、第 1 励起光光源ユ

50

ニット332、第2励起光光源ユニット333)のそれぞれを駆動し、対応する光(具体的には、可視光、IR励起光、Violet励起光)を連続的に発光(照射)させる。それぞれの対応する光源ユニット(つまり、可視光光源ユニット331、第1励起光光源ユニット332、第2励起光光源ユニット333)は、撮像期間において、継続して点灯(連続点灯)し、対応する光(具体的には、可視光、IR励起光、Violet励起光)を被写体に連続して照射する。

【0042】

この撮像期間は、観察部位を内視鏡10で撮像する期間を示す。撮像期間は、例えば、内視鏡システム5が、内視鏡10またはビデオプロセッサ30に設けられたスイッチ(図示略、例えばフットスイッチ)をオンにするユーザ操作を受け付けてから、オフにするユーザ操作を受け付けるまでの期間である。なお、スイッチはフットスイッチに限定されない。

10

【0043】

また、第2駆動回路32は、それぞれの対応する光源ユニット(つまり、可視光光源ユニット331、第1励起光光源ユニット332、第2励起光光源ユニット333)を駆動し、対応する光(具体的には、可視光、IR励起光、Violet励起光)を所定間隔でパルス発光させてもよい。この場合、それぞれの対応する光源ユニット(つまり、可視光光源ユニット331、第1励起光光源ユニット332、第2励起光光源ユニット333)は、撮像期間において、断続的に点灯(パルス点灯)し、対応する光(具体的には、可視光、IR励起光、Violet励起光)を被写体にパルス照射する。なお、撮像期間において、例えばIR励起光もしくはViolet励起光が発光され、可視光が発光されないタイミングが、蛍光発光画像(つまり、IR励起光もしくはViolet励起光に基づく蛍光が撮像された画像)を撮像するタイミングとなる。

20

【0044】

光源の一例としての光源ユニット33は、可視光光源ユニット331、第1励起光光源ユニット332、第2励起光光源ユニット333を有する。

【0045】

第2駆動回路32は、可視光光源ユニット331を駆動し、可視光(つまり、白色光、400nm~700nm、図8参照)をパルス発光させる。可視光光源ユニット331は、レーザダイオード25A(図6および図7参照)を有し、撮像期間中の可視光画像を撮像するタイミング中に、可視光を被写体に向けてレーザダイオード25Aからパルス照射する。なお、蛍光発光の光は微弱な明るさである。一方、可視光は短いパルスでも強い光が得られる。

30

【0046】

第2駆動回路32は、第1励起光光源ユニット332を駆動し、IR励起光(730nm~805nm、図8参照)をパルス発光させる。第1励起光光源ユニット332は、レーザダイオード25B(図6および図7参照)を有し、撮像期間中のIR励起光に基づく蛍光発光画像を撮像するタイミング中に、IR励起光を被写体に向けてレーザダイオード25Bからパルス照射する。

【0047】

第2駆動回路32は、第2励起光光源ユニット333を駆動し、Violet励起光(380nm~420nm、図8参照)をパルス発光させる。第2励起光光源ユニット333は、レーザダイオード25C(図6および図7参照)を有し、撮像期間中のViolet励起光に基づく蛍光発光画像を撮像するタイミング中に、Violet励起光を被写体に向けてレーザダイオード25Cからパルス照射する。

40

【0048】

イメージプロセッサ35は、イメージセンサ22から交互に出力される蛍光発光画像と可視光画像とに対して所定の画像処理を施し、所定の画像処理後の撮像画像のデータを表示データとしてディスプレイプロセッサ36に出力する。

【0049】

50

例えば、イメージプロセッサ35は、蛍光発光画像の輝度が可視光画像の輝度と比べて低い場合、蛍光発光画像のゲインを上げるようにゲイン調整する。イメージプロセッサ35は、蛍光発光画像のゲインを上げる代わりに、可視光画像のゲインを下げることで、ゲイン調整してもよい。イメージプロセッサ35は、蛍光発光画像のゲインを上げ、かつ、可視光画像のゲインを下げることで、ゲイン調整してもよい。イメージプロセッサ35は、蛍光発光画像のゲインを可視光画像よりも大きく上げ、かつ、可視光画像のゲインを上げることで、ゲイン調整してもよい。

【0050】

出力部の一例としてのディスプレイプロセッサ36は、イメージプロセッサ35から出力される表示データ（つまり、所定の画像処理後の撮像画像のデータ）を、モニタ40における映像表示に適したデータ形式（例えば、NTSC（National Television System Committee））信号等の表示信号に生成変換してモニタ40に出力する。

10

【0051】

モニタ40は、ディスプレイプロセッサ36から出力される表示信号に従い、蛍光発光画像と可視光画像とを、例えば同一の領域、または左右もしくは上下で対比的に表示する。これにより、医者等のユーザは、モニタ40に表示された蛍光発光画像と可視光画像とを見比べながら、観察対象の患部の詳細を的確に把握できる。

【0052】

図6は、光源ユニット33の構造概略の第1例を示す図である。図7は、光源ユニット33aの構造概略の第2例を示す図である。図7に示す光源ユニット33aの説明において、図6に示す光源ユニット33の説明と重複する内容については同一の符号を付与して簡略化または省略し、異なる内容について説明する。光源ユニット33は、上述したように、可視光光源ユニット331、第1励起光光源ユニット332、第2励起光光源ユニット333を有する。

20

【0053】

図6に示すように、光源ユニット33では、可視光光源ユニット331と第1励起光光源ユニット332と第2励起光光源ユニット333とが放熱筐体29に対して略平行となるように嵌入されて固定されている。放熱筐体29は、例えばアルミニウム、銅、または窒化アルミニウムを含んで形成され、以下同様である。

【0054】

具体的には、可視光光源ユニット331は、放熱筐体29に設けられた貫通孔29zに嵌入され、レーザダイオード25AとレンズOP1とを用いて構成される。貫通孔29zの一方は光ファイバ27Aが挿通され、貫通孔29zの他方はレーザダイオード25Aが係合される。貫通孔29zでは、レーザダイオード25Aから出射されたレーザ光（つまり、可視光）が光ファイバ27Aの入射面に入射し、光ファイバ27Aを通過して内視鏡10の出射面としての照射窓28zに導かれる。また、レーザダイオード25Aは、貫通孔29zの開口部近傍で熱的に放熱筐体29と接触している。レーザダイオード25Aが発光時に発する熱は、放熱筐体29に伝わり、効率良く放熱される。これにより、レーザダイオード25Aの温度変化が少なくなり、レーザ光の波長ずれや発光量の変動を抑制できる。従って、内視鏡システム5は、安定したレーザ光による可視光（つまり、白色光）を得ることができる。

30

40

【0055】

第1励起光光源ユニット332は、放熱筐体29に設けられた貫通孔29zに嵌入され、レーザダイオード25BとレンズOP2とを用いて構成される。貫通孔29zの一方は光ファイバ27Bが挿通され、貫通孔29zの他方はレーザダイオード25Bが係合される。貫通孔29zでは、レーザダイオード25Bから出射されたレーザ光（つまり、IR励起光）が光ファイバ27Bの入射面に入射し、光ファイバ27Bを通過して内視鏡10の出射面としての照射窓28yに導かれる。また、レーザダイオード25Bは、貫通孔29zの開口部近傍で熱的に放熱筐体29と接触している。レーザダイオード25Bが発光時に発する熱は、放熱筐体29に伝わり、効率良く放熱される。これにより、レーザダイオ

50

ード25Bの温度変化が少なくなり、レーザ光の波長ずれや発光量の変動を抑制できる。従って、内視鏡システム5は、安定したレーザ光によるIR励起光を得ることができる。

【0056】

第2励起光光源ユニット333は、放熱筐体29に設けられた貫通孔29zに嵌入され、レーザダイオード25CとレンズOP3とを用いて構成される。貫通孔29zの一方は光ファイバ27Cが挿通され、貫通孔29zの他方はレーザダイオード25Cが係合される。貫通孔29zでは、レーザダイオード25Cから出射されたレーザ光(つまり、Violet励起光)が光ファイバ27Cの入射面に入射し、光ファイバ27Cを通過して内視鏡10の出射面としての照射窓27zに導かれる。また、レーザダイオード25Cは、貫通孔29zの開口部近傍で熱的に放熱筐体29と接触している。レーザダイオード25Cが発光時に発する熱は、放熱筐体29に伝わり、効率良く放熱される。これにより、レーザダイオード25Cの温度変化が少なくなり、レーザ光の波長ずれや発光量の変動を抑制できる。従って、内視鏡システム5は、安定したレーザ光によるViolet励起光を得ることができる。

【0057】

また、図7に示す光源ユニット33aの例では、可視光光源ユニット331と第1励起光光源ユニット332と第2励起光光源ユニット333とが放熱筐体29に嵌入されて固定されている。図7では、図6と異なり、可視光光源ユニット331と第2励起光光源ユニット333とは、第1励起光光源ユニット332に対して傾斜して嵌入されて固定されている。つまり、図7では、可視光光源ユニット331用の貫通孔29zと第2励起光光源ユニット333用の貫通孔29zとは、放熱筐体29内において、第1励起光光源ユニット332用の貫通孔29zに対して傾斜して設けられる。また、可視光光源ユニット331から照射される可視光、第1励起光光源ユニット332から照射されるIR励起機構、第2励起光光源ユニット333から照射されるViolet励起光は、それぞれ放熱筐体29aに嵌入されて固定された単一の光ファイバ27Dの入射面に入射し、光ファイバ27Dを通過して内視鏡10の出射面としての照射窓(例えば照射窓27z)に導かれる。

【0058】

さらに、光ファイバ27Dの一端側は放熱筐体29aに嵌入されて固定されるので、光ファイバ27Dに入射する光による熱が放熱筐体29aを介して効率的に放熱され、光ファイバ27Dが過度に熱くなることを抑制できる。

【0059】

(実施の形態1に係る内視鏡システムの動作例)

図8は、実施の形態1に係る内視鏡システム5の動作概要例を示す説明図である。

【0060】

実施の形態1では、第2駆動回路32により、可視光光源ユニット331から光ファイバ27Aを通過して可視光、第1励起光光源ユニット332から光ファイバ27Bを通過してIR励起光、第2励起光光源ユニット333から光ファイバ27Cを通過してViolet励起光のうちいずれかが、蛍光物質を含有する被写体に向けて照射される。可視光は、例えば400nm~700nmの波長を有するRGB光または白色光である。IR励起光は、例えば730nm~805nmの波長を有する励起光である。Violet励起光は、例えば380nm~420nmの波長を有する励起光である。

【0061】

可視光は、被写体により反射されて、光学系24および励起光カットフィルタ23を透過してイメージセンサ22にて受光される。励起光カットフィルタ23は、前述したように、690nm~820nmの波長帯域の光の透過を遮断する。従って、被写体で反射された可視光は、例えば690nm~700nmの帯域の光がカットされるだけで、多くの可視光(具体的には、420nm~690nmの波長を有する可視光)がイメージセンサ22で受光される。イメージセンサ22で撮像された可視光による撮像画像は、イメージプロセッサ35およびディスプレイプロセッサ36の各処理を経て、モニタ40に出力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

次に、ICG（インドシアニングリーン）を含有する被写体に対してIR励起光が照射されると、IR励起光に基づいてICG（インドシアニンググリーン）が蛍光発光する。具体的には、820nm～900nmの波長の光で蛍光発光する。被写体により反射されたIR励起光の波長帯域（つまり、730nm～805nm）は、励起光カットフィルタ23の透過禁止帯域の一つ（具体的には、690nm～820nm）に含まれるため、IR励起光は励起光カットフィルタ23により透過が遮断される。しかし、IR励起光に基づく蛍光の波長帯域（つまり、820nm～900nm）は、励起光カットフィルタ23の透過禁止帯域に含まれないため、IR励起光に基づく蛍光は励起光カットフィルタ23を透過してセンサユニットSU内のイメージセンサ22で受光される。イメージセンサ22で撮像されたICG（インドシアニンググリーン）の蛍光発光画像は、イメージプロセッサ35およびディスプレイプロセッサ36の各処理を経て、モニタ40に出力される。

10

【 0 0 6 3 】

また、体内で生合成され集積された蛍光物質であるプロトポルフィリンIX（Protoporphyrin IX）を含有する被写体に対してViolet励起光が照射されると、Violet励起光に基づいてプロトポルフィリンIX（Protoporphyrin IX）が蛍光発光する。具体的には、620nm～680nmの波長の光で蛍光発光する。被写体により反射されたViolet励起光の波長帯域（つまり、380nm～420nm）は、励起光カットフィルタ23の透過禁止帯域の一つ（具体的には、380nm～420nm）に含まれるため、Violet励起光は励起光カットフィルタ23により透過が遮断される。しかし、Violet励起光に基づく蛍光の波長帯域（つまり、620nm～680nm）は、励起光カットフィルタ23の透過禁止帯域に含まれないため、Violet励起光に基づく蛍光は励起光カットフィルタ23を透過してセンサユニットSU内のイメージセンサ22で受光される。イメージセンサ22で撮像されたプロトポルフィリンIX（Protoporphyrin IX）の蛍光発光画像は、イメージプロセッサ35およびディスプレイプロセッサ36の各処理を経て、モニタ40に出力される。

20

【 0 0 6 4 】

図9は、5-A LA用励起光と5-A LA用蛍光との特性例を示す図である。図10は、図5に示すそれぞれの励起光カットフィルタを用いた場合の5-A LA用蛍光の特性例を示す図である。図9および図10の説明において、Violet励起光に基づくプロトポルフィリンIX（Protoporphyrin IX）の蛍光を、「5-A LA用蛍光」と称している。

30

【 0 0 6 5 】

図9および図10の横軸は波長（nm：ナノメートル）を示し、図9および図10の縦軸はカウント数（つまり、光の強度を示す光量であるフォトンのカウント数）を示す。図10の説明において、図9の説明と重複する内容については同一の符号を付与して簡略化または省略し、異なる内容について説明する。

【 0 0 6 6 】

図9に示すように、符号e1は、第2励起光光源ユニット333から照射されるレーザー光であるViolet励起光（例えば、404nm）の波長特性を示す。一方、符号e2は、比較例として、試作されたLED（Light Emitting Diode）を光源として使用した場合のViolet励起光（例えば、416nm）の波長特性を示す。符号f1は、符号e1で示されるレーザー光であるViolet励起光に基づいてプロトポルフィリンIX（Protoporphyrin IX）が蛍光発光した際の蛍光の波長特性を示す。図9に示すように、Violet励起光の波長帯域内であっても、第2励起光光源ユニット333から照射される光がLED光でなくレーザー光が照射される方が、プロトポルフィリンIX（Protoporphyrin IX）は正常に蛍光発光することが分かった。

40

【 0 0 6 7 】

図10において、符号f2は、符号e1で示されるレーザー光であるViolet励起光に基づく5-A LA用蛍光が実施の形態1に係る励起光カットフィルタ23（図5の符号a1参照）に入射した際の透過光の波長特性を示す。同様に、符号f3は、符号e1で示

50

されるレーザ光であるViolet励起光に基づく5 - A L A用蛍光が比較例に係るI R励起光カットフィルタ(図5の符号a 2参照)に入射した際の透過光の波長特性を示す。

【0068】

図10に示すように、符号f 3に示す特性の方が符号f 2に示す特性に比べて、例えば660nm以上の波長帯域における光量が低くなっている。これは、比較例に係るI R励起光カットフィルタの透過禁止帯域が660nmから開始し、一方で、実施の形態1に係る励起光カットフィルタ23の透過禁止帯域が690nmから開始されているためと考えられる。従って、実施の形態1に係る内視鏡システム5では、5 - A L A用蛍光の光量は比較例に係るI R励起光カットフィルタを用いた場合に比べて相対的に多くイメージセンサ22において受光されるため、プロトポルフィリンIX(Protoporphyrin IX)の蛍光発

10

【0069】

(実施の形態1に係る内視鏡システム5の動作)

次に、実施の形態1に係る内視鏡システム5の動作について、図11を参照して説明する。図11は、実施の形態1に係る内視鏡システム5の動作手順の一例を詳細に説明するフローチャートである。図11では、例えば可視光が最初に照射され、その後に励起光が照射される例を説明しているが、この例に限定されることはなく、可視光、I R励起光およびViolet励起光のうちどの光が照射されるかは医者等の操作または音声に基づく切替信号に依存して決定されてよい。

20

【0070】

図11において、内視鏡システム5は、内視鏡10またはビデオプロセッサ30に設けられたスイッチ(図示略)をオンにする医者等の操作を受け付けると、図11に示す処理を開始する(START参照)。

【0071】

コントローラ31は、図11に示す処理が開始されると、まず可視光を照射するように第2駆動回路32を駆動する。第2駆動回路32は、可視光光源ユニット331をオン(ON)にし(St1)、可視光を照射する(St2)。可視光光源ユニット331が可視光を照射すると、可視光は、スコープ13内の光ファイバ27Aを通過して、照射窓28zから被写体に向けて照射され、患部を含む周囲の部位を照明する。患部等の被写体からの光は、撮像窓12zを通過すると、光学系24によって集光される。患部等の被写体により反射された可視光は、励起光カットフィルタ23により一部の波長帯域(具体的には690nm~700nmの波長)が遮断されるが、殆どの波長帯域(具体的には420nm~690nm)の可視光は励起光カットフィルタ23を透過してイメージセンサ22の撮像面に結像する。

30

【0072】

コントローラ31は、第1駆動回路21に対し、イメージセンサ22による光電変換を開始させる信号を出力する(イメージセンサON、St3)。第1駆動回路21は、コントローラ31からの信号を受け取ると、イメージセンサ22にセンサリセット信号を出力して、イメージセンサ22を露光開始前の状態に戻す(センサリセット、St4)。ここでは、例えばイメージセンサ22がCCDで構成される場合、第1駆動回路21は、露光によって蓄積された電荷をクリアする。

40

【0073】

センサリセット後、第1駆動回路21は、イメージセンサ22に受光される光の露光時間を設定するように制御し(St5)、イメージセンサ22の電子シャッタをオンにする(St6)。これにより、被写体により反射された可視光のイメージセンサ22への露光が開始される。

【0074】

第1駆動回路21は、ステップSt5で設定された露光時間が終了すると、イメージセンサ22の電子シャッタをオフにし(St7)、被写体からの可視光による露光を終了す

50

る。露光終了と同時に、イメージプロセッサ35は、イメージセンサ22からの可視光信号の読み出しを開始する(St8)。ここでいう可視光信号は、可視光の露光により得られる撮像画像の信号である。可視光信号の読み出しは、画素数に応じた読み出し時間の経過後、終了する。イメージプロセッサ35による可視光信号の読み出しが終了すると、ディスプレイプロセッサ36は、可視光信号から得られる可視光画像(つまり、可視光の撮像に基づく被写体の撮像画像)の表示データを、モニタ40に出力する。モニタ40は、可視光画像を表示する。

【0075】

ステップSt8の後、蛍光(例えばViolet励起光に基づく蛍光)の撮像が行われる場合(St9、YES)、内視鏡システム5の処理はステップSt10に進む。一方、蛍光の撮像が行われない場合(St9、NO)、内視鏡システム5の処理はステップSt17に進む。

10

【0076】

コントローラ31は、次に励起光(例えばViolet励起光)を照射するように第2駆動回路32を駆動する。第2駆動回路32は、第2励起光光源ユニット333をオン(ON)にし(St10)、Violet励起光を照射する(St11)。第2励起光光源ユニット333がViolet励起光を照射すると、Violet励起光は、スコープ13内の光ファイバ27Cを通して、照射窓27zから被写体に向けて照射され、患部を含む周囲の部位を照明する。このViolet励起光によって、体内で生合成され集積されたプロトポルフィリンIX(Protoporphyrin IX)を含有する被写体内において蛍光発光が生じる。患部等の被写体からの光(つまり、Violet励起光およびViolet励起光に基づく蛍光)は、撮像窓12zを通ると、光学系24によって集光される。患部等の被写体により反射されたViolet励起光は励起光カットフィルタ23により遮断されるとともに、患部等の被写体により反射されたViolet励起光に基づく蛍光は励起光カットフィルタ23を透過してイメージセンサ22の撮像面に結像する。

20

【0077】

コントローラ31は、第1駆動回路21に対し、イメージセンサ22による光電変換を開始させる信号を出力する。第1駆動回路21は、コントローラ31からの信号を受け取ると、イメージセンサ22にセンサリセット信号を出力して、イメージセンサ22を露光開始前の状態に戻す(センサリセット、St12)。ここでは、例えばイメージセンサ22がCCDで構成される場合、第1駆動回路21は、露光によって蓄積された電荷をクリアする。

30

【0078】

センサリセット後、第1駆動回路21は、イメージセンサ22に受光される光の露光時間を設定するように制御し(St13)、イメージセンサ22の電子シャッタをオンにする(St14)。これにより、被写体により反射されたViolet励起光に基づく蛍光のイメージセンサ22への露光が開始される。

【0079】

第1駆動回路21は、ステップSt13で設定された露光時間が終了すると、イメージセンサ22の電子シャッタをオフにし(St15)、被写体からのViolet励起光に基づく蛍光による露光を終了する。露光終了と同時に、イメージプロセッサ35は、イメージセンサ22からの蛍光信号の読み出しを開始する(St16)。ここでいう蛍光信号は、Violet励起光に基づく蛍光の露光により得られる撮像画像の信号である。蛍光信号の読み出しは、画素数に応じた読み出し時間の経過後、終了する。イメージプロセッサ35による蛍光信号の読み出しが終了すると、ディスプレイプロセッサ36は、蛍光信号から得られる蛍光発光画像(つまり、Violet励起光に基づく蛍光の撮像に基づく被写体の撮像画像)の表示データを、モニタ40に出力する。モニタ40は、蛍光画像を表示する。

40

【0080】

ステップSt16の後、蛍光(例えばIR励起光に基づく蛍光)の撮像が行われる場合

50

(S t 9、 Y E S)、内視鏡システム 5 の処理はステップ S t 1 0 に進む。一方、蛍光の撮像が行われない場合 (S t 9、 N O)、内視鏡システム 5 の処理はステップ S t 1 7 に進む。

【 0 0 8 1 】

内視鏡システム 5 による撮像が終了する場合 (S t 1 7、 Y E S)、コントローラ 3 1 は、内視鏡システム 5 による撮像が終了することを示す切替信号に応じて、可視光の照射をオフするように第 2 駆動回路 3 2 を駆動する。第 2 駆動回路 3 2 は、可視光光源ユニット 3 3 1 をオフ (O F F) にし (S t 1 9)、可視光の照射をオフする。

【 0 0 8 2 】

一方で、内視鏡システム 5 による撮像 (例えば可視光信号の撮像) が継続される場合 (S t 1 7、 N O)、コントローラ 3 1 は、励起光光源 (例えば第 1 励起光光源ユニット 3 3 2 または第 2 励起光光源ユニット 3 3 3) をオフ (O F F) にする (S t 1 8)。ステップ S t 1 8 の後、内視鏡システム 5 の処理はステップ S t 4 に進む。

【 0 0 8 3 】

以上により、実施の形態 1 に係る内視鏡システム 5 では、光源ユニット 3 3 は、被写体に対して、非可視光領域の第 1 所定範囲 (例えば 3 8 0 n m ~ 4 2 0 n m) の波長を有する第 1 励起光 (例えば V i o l e t 励起光) と、第 1 所定範囲の波長と異なる非可視光帯域の第 2 所定範囲 (例えば 7 3 0 n m ~ 8 0 5 n m) の波長を有する第 2 励起光 (例えば I R 励起光) とを出射する。励起光カットフィルタ 2 3 は、第 1 所定範囲および第 2 所定範囲の波長のそれぞれを有する光を遮断する。センサユニット S U は、励起光カットフィルタ 2 3 の出射側に配置され、 I R 励起光および V i o l e t 励起光のそれぞれにより励起されて蛍光発光した被写体の撮像画像 (つまり、蛍光発光画像) を生成する。ディスプレイプロセッサ 3 6 は、被写体の撮像画像をモニタ 4 0 に出力する。

【 0 0 8 4 】

これにより、内視鏡システム 5 は、内視鏡 1 0 による撮像時に、複数の蛍光物質 (例えば、 I C G およびプロトポルフィリン IX (Protoporphyrin IX)) を蛍光発光させるためのそれぞれ異なる波長を有する励起光を適切にカットできる。従って、内視鏡システム 5 は、 I C G もしくはプロトポルフィリン IX (Protoporphyrin IX) のいずれの蛍光物質を蛍光発光させる場合でも、 I R 励起光もしくは V i o l e t 励起光の影響を排除して、被写体による蛍光発光の光強度の低減を抑制でき、蛍光発光画像の視認性を的確に向上でき、医者等の正確な判断に資することができる。言い換えると、内視鏡システム 5 は、 I R 励起光および V i o l e t 励起光のそれぞれにより蛍光発光画像の観察が阻害されることを抑制できる。

【 0 0 8 5 】

また、光源ユニット 3 3 は、可視光をさらに出射する。センサユニット S U は、励起光カットフィルタ 2 3 を通過 (透過) した波長帯域の可視光に基づいて、被写体の可視光に基づく撮像画像を生成する。これにより、内視鏡システム 5 は、蛍光発光画像だけでなく、通常の可視光 (いわゆる、白色光または R G B 光) を照射できるので、患部等の詳細がカラーで鮮明に表わされる可視光画像をモニタ 4 0 に表示できるので、医者等に患部の詳細を把握させることができる。

【 0 0 8 6 】

また、励起光カットフィルタ 2 3 の有する透過禁止帯域である第 1 所定範囲は 3 8 0 n m ~ 4 2 0 n m であり、第 2 所定範囲は 6 9 0 n m ~ 8 2 0 n m である。これにより、励起光カットフィルタ 2 3 は、 3 8 0 n m ~ 4 2 0 n m の波長帯域を有する V i o l e t 励起光が被写体により反射された場合に透過を遮断できるとともに、 6 9 0 n m ~ 8 2 0 n m の波長帯域を有する I R 励起光が被写体により反射された場合に透過を遮断できる。従って、内視鏡システム 5 は、プロトポルフィリン IX (Protoporphyrin IX) の蛍光発光画像における V i o l e t 励起光の影響を排除した視認性の高い蛍光発光画像を得られるとともに、 I C G (インドシアニングリーン) の蛍光発光画像における I R 励起光の影響を排除した視認性の高い蛍光発光画像を得られる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

また、励起光カットフィルタ 2 3 は、6 9 0 n m ~ 8 2 0 n m の波長において透過率が 0 . 1 % 以下となる特性を有する。これにより、励起光カットフィルタ 2 3 は、I C G (インドシアニングリーン) を蛍光発光させるための I R 励起光を的確に遮断できる。

【 0 0 8 8 】

また、光源ユニット 3 3 は、狭帯域の L E D またはレーザダイオードを用いて構成される。これにより、内視鏡システム 5 は、可視光および各種の励起光の光強度を大きくでき、被写体により反射される可視光および蛍光発光の光強度を増大できる。従って、被写体の患部等の周囲を含む詳細な様子の観察が可能となる。また、内視鏡システム 5 は、励起光の光強度を大きくできるので、イメージセンサ 2 2 の大きさを小さくでき、内視鏡 1 0 の先端部のサイズを小さくできる。従って、内視鏡システム 5 は、被写体である患者への侵襲を低減できる。

【 0 0 8 9 】

また、励起光カットフィルタ 2 3 は、被写体に予め投与された 5 - A L A (5 - アミノレブリン酸) が体内で生合成したプロトポルフィリン IX (Protoporphyrin IX) の V i o l e t 励起光に基づく蛍光を入射する。これにより、内視鏡システム 5 は、例えばガン細胞等の腫瘍の所在を鮮明に示すことが可能な、集積されたプロトポルフィリン IX (Protoporphyrin IX) が V i o l e t 励起光によって蛍光発光した際の蛍光発光画像を、V i o l e t 励起光を遮断した上で撮像できるので、視認性の高い蛍光発光画像をモニタ 4 0 に表示できる。

【 0 0 9 0 】

また、励起光カットフィルタ 2 3 は、被写体に予め投与された I C G (インドシアニングリーン) の I R 励起光に基づく蛍光を入射する。これにより、内視鏡システム 5 は、例えばリンパ節の所在を鮮明に示すことが可能な I C G (インドシアニングリーン) が I R 励起光によって蛍光発光した際の蛍光発光画像を、I R 励起光を遮断した上で撮像できるので、視認性の高い蛍光発光画像をモニタ 4 0 に表示できる。従って、医者等は、例えば 5 - A L A (5 - アミノレブリン酸) の蛍光発光画像によってガン細胞等の腫瘍の所在を判別し、その後 I C G (インドシアニングリーン) の蛍光発光画像によって腫瘍の周囲に切除してはいけないリンパ節が存在しないか否かを的確に判別できるので、より安全な内視鏡を用いた手術を行える。

【 0 0 9 1 】

また、イメージセンサ 2 2 は、内視鏡 1 0 の先端部 (例えば、スコープ 1 3 の先端部) に配置される。これにより、内視鏡システム 5 は、従来の内視鏡システムでの、リレーレンズや光ファイバにより手元のカメラまで光を導く方法に比べ、イメージセンサ 2 2 に入射する蛍光発光の光強度の低減を抑制し、蛍光の受光量が多くなるので、同じ受光量を得るためのイメージセンサ 2 2 のサイズを小さくすることもできる。この場合、内視鏡システム 5 は、蛍光観察の精度を一層向上できる。

【 0 0 9 2 】

また、リレーレンズを用いると、蛍光観察装置に柔軟性を持たせる事ができないと言う課題に対し、イメージセンサ 2 2 の配置箇所より後段側に軟性部 1 1 を設けることができる。これにより、内視鏡 1 0 に内蔵されたセンサユニット S U を、より観察部位に近接した箇所あるいは所望の方向に向けることもできる。

【 0 0 9 3 】

また、センサユニット S U に含まれる四角形状のイメージセンサ 2 2 の対角の径の長さは 1 0 m m 以下である。これにより、内視鏡システム 5 は、イメージセンサ 2 2 を内視鏡 1 0 に適用できる。また、イメージセンサ 2 2 の大きさを 1 0 m m 以下としても、内視鏡システム 5 は、レーザ光等の強度の大きい光により励起される蛍光発光を観察することで、蛍光観察の精度を確保できる。

【 0 0 9 4 】

光源ユニット 3 3 は、コントローラ 3 1 に入力される切替信号に応じて、V i o l e t

10

20

30

40

50

励起光、I R 励起光および可視光のうちいずれかを選択的に切り替えて出射する。これにより、医者等は、内視鏡を用いた手術中に、手指を用いずに足もしくは自ら発声した音声等に基づいて、患部に照射させるべき光（つまり、Violet 励起光、I R 励起光および可視光のうちいずれか）を任意に選択できるので、内視鏡システム 5 の利便性を向上できる。

【0095】

以上、図面を参照しながら各種の実施の形態について説明したが、本開示はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範囲内において、各種の変更例、修正例、置換例、付加例、削除例、均等例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。また、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、上述した各種の実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

10

【0096】

上述した実施の形態 1 では、出力デバイスとして、蛍光発光画像および可視光画像を画面に表示可能なモニタを示したが、モニタに限らない。出力デバイスは、蛍光発光画像および可視光画像を印刷可能なプリンタ、蛍光発光画像および可視光画像の各画像信号を出力可能な信号出力装置、蛍光発光画像および可視光画像の各画像データを記録媒体に記憶可能な記憶装置、等であってもよい。

【0097】

上述した実施の形態 1 では、モニタ 40 は、図 9 および図 10 に示す各グラフを表示可能であってもよい。この場合、縦軸の光量（フォトン数）は、通常表示でもよいが、LOG 表示としてもよい。LOG 表示とした場合、ピーク光量の少ない LED 光と、ピーク光量の多いレーザー光を同一のグラフ上でダイナミックに表示可能である。また、各グラフの光量は、相対値（例えば複数のレーザー光のピーク値のうち、最大のものを相対値 100 とする）で示されてもよい。

20

【0098】

上述した実施の形態 1 では、コントローラ 31、イメージプロセッサ 35、ディスプレイプロセッサ 36 等のプロセッサは、物理的にどのように構成してもよい。また、プログラム可能なプロセッサを用いれば、プログラムの変更により処理内容を変更できるので、プロセッサの設計の自由度を高めることができる。プロセッサは、1つの半導体チップで構成してもよいし、物理的に複数の半導体チップで構成してもよい。複数の半導体チップで構成する場合、実施の形態 1 に係る各制御をそれぞれ別の半導体チップで実現してもよい。この場合、それらの複数の半導体チップで1つのプロセッサを構成すると考えることができる。また、プロセッサは、半導体チップと別の機能を有する部材（コンデンサ等）で構成してもよい。また、プロセッサが有する機能とそれ以外の機能とを実現するように、1つの半導体チップを構成してもよい。複数のプロセッサが1つのプロセッサで構成されてもよい。

30

【産業上の利用可能性】

【0099】

本開示は、複数の蛍光物質を蛍光発光させるためのそれぞれ異なる波長の励起光を適切にカットし、いずれの蛍光物質を蛍光発光させる場合でも被写体による蛍光発光の光強度の低減を抑制して蛍光発光した画像の視認性を向上する内視鏡システムおよび内視鏡システムの作動方法として有用である。

40

【符号の説明】

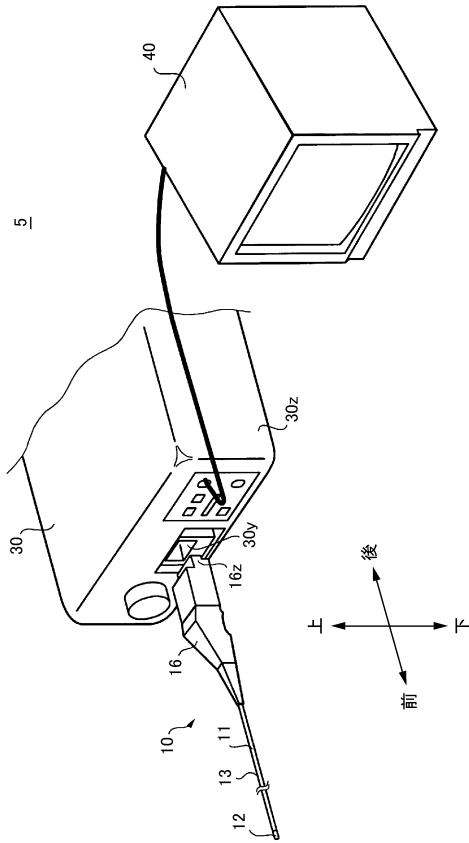
【0100】

- 5 内視鏡システム
- 10 内視鏡
- 11 軟性部
- 12 硬性部
- 13 スコープ

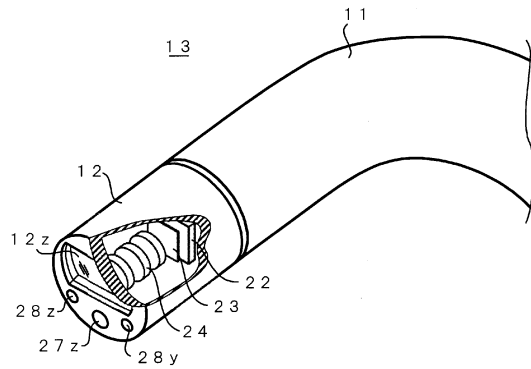
50

1 6	プラグ部	
2 1	第 1 駆動回路	
2 2	イメージセンサ	
2 3	励起光カットフィルタ	
2 4	光学系	
2 5 A、2 5 B、2 5 C	レーザダイオード	
2 7 A、2 7 B、2 7 C	光ファイバ	
2 9	放熱筐体	
3 0	ビデオプロセッサ	
3 1	コントローラ	10
3 2	第 2 駆動回路	
3 3	光源ユニット	
3 4	可視光源	
3 5	イメージプロセッサ	
3 6	ディスプレイプロセッサ	
4 0	モニタ	
3 3 1	可視光光源ユニット	
3 3 2	第 1 励起光光源ユニット	
3 3 3	第 2 励起光光源ユニット	
	【要約】	20
	【課題】 複数の蛍光物質を蛍光発光させるためのそれぞれ異なる波長の励起光を適切にカットし、いずれの蛍光物質を蛍光発光させる場合でも被写体による蛍光発光の光強度の低減を抑制して蛍光発光した画像の視認性を向上する。	
	【解決手段】 内視鏡システムは、被写体に対して、非可視光帯域の第 1 所定範囲の波長を有する第 1 励起光と、非可視光帯域の第 2 所定範囲の波長を有する第 2 励起光とを出射する光源と、第 1 所定範囲および第 2 所定範囲の波長のそれぞれを有する光を遮断する光学フィルタと、光学フィルタの出射側に配置され、第 1 励起光および第 2 励起光のそれぞれにより励起されて蛍光発光した被写体の撮像画像を生成するセンサ部と、被写体の撮像画像をモニタに出力する出力部と、を備える、	
	【選択図】 図 8	30

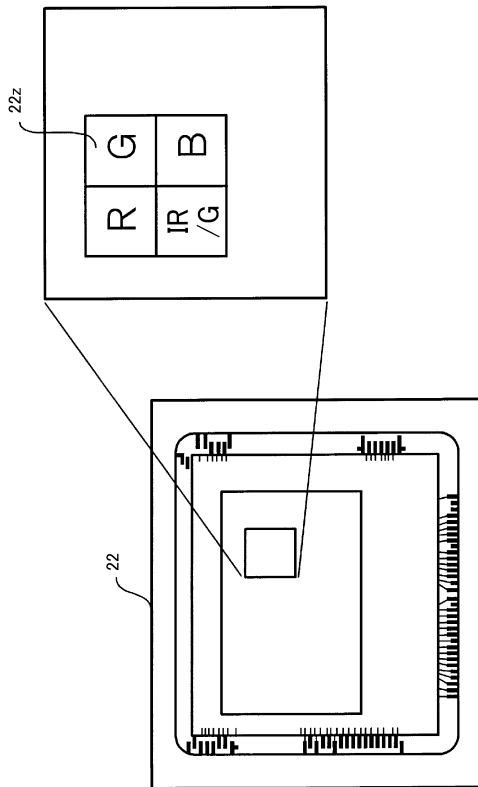
【図1】



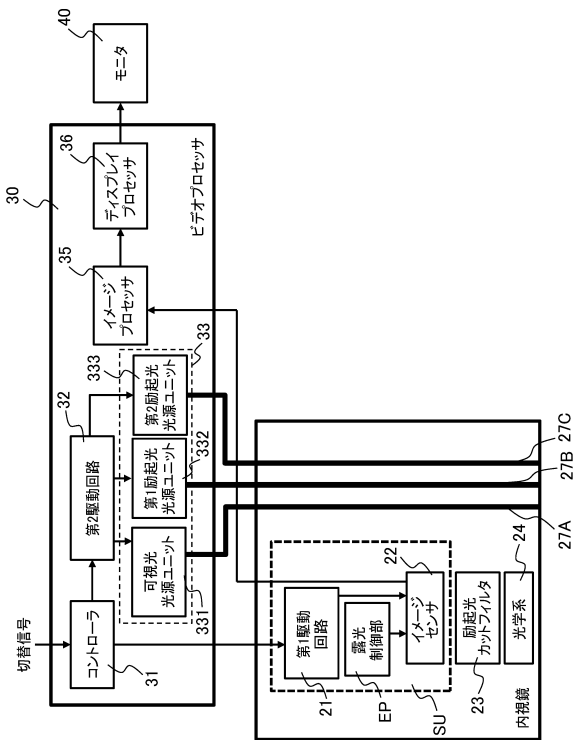
【図2】



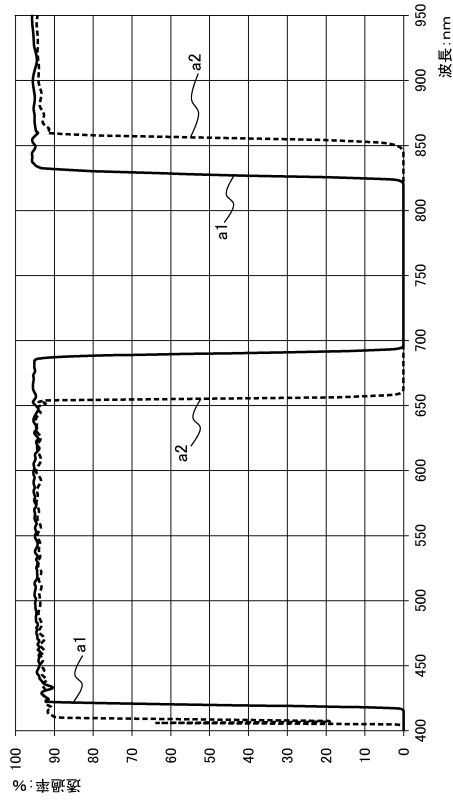
【図3】



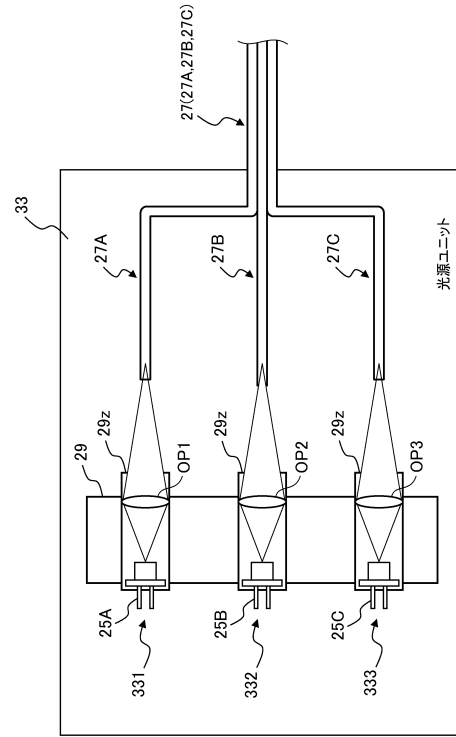
【図4】



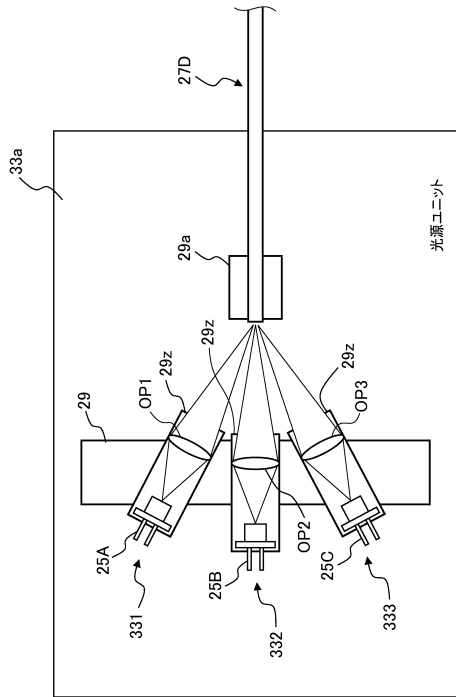
【 図 5 】



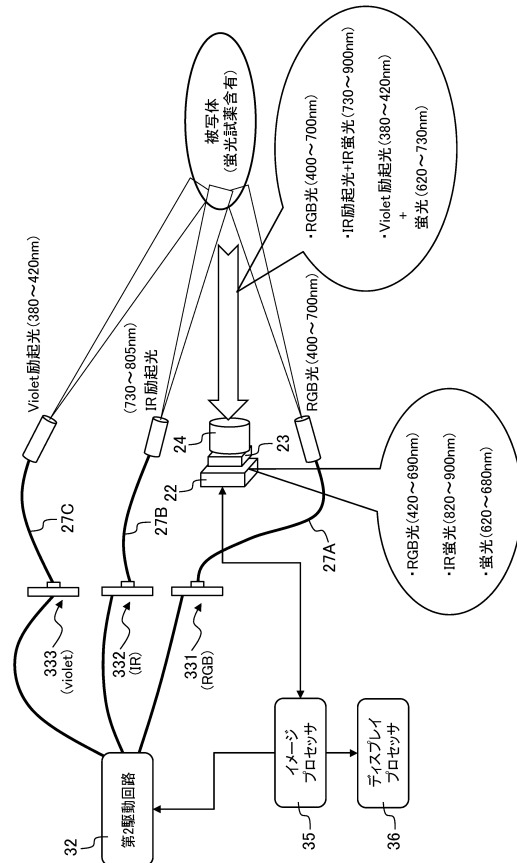
【 図 6 】



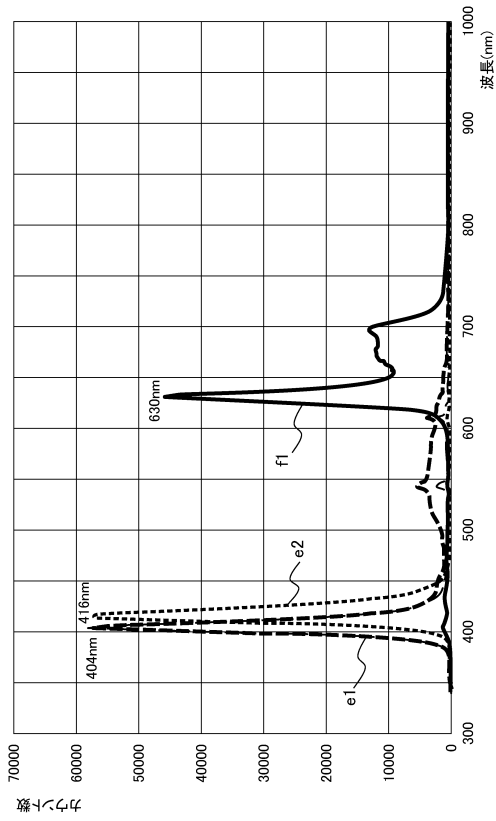
【 図 7 】



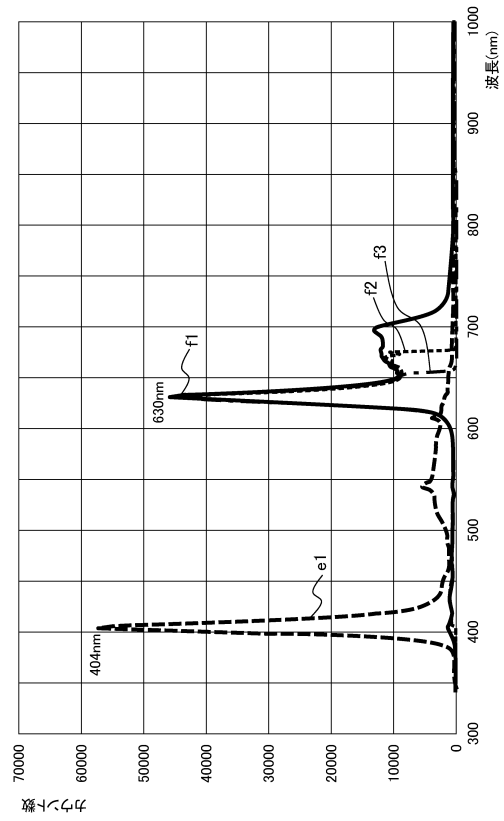
【 図 8 】



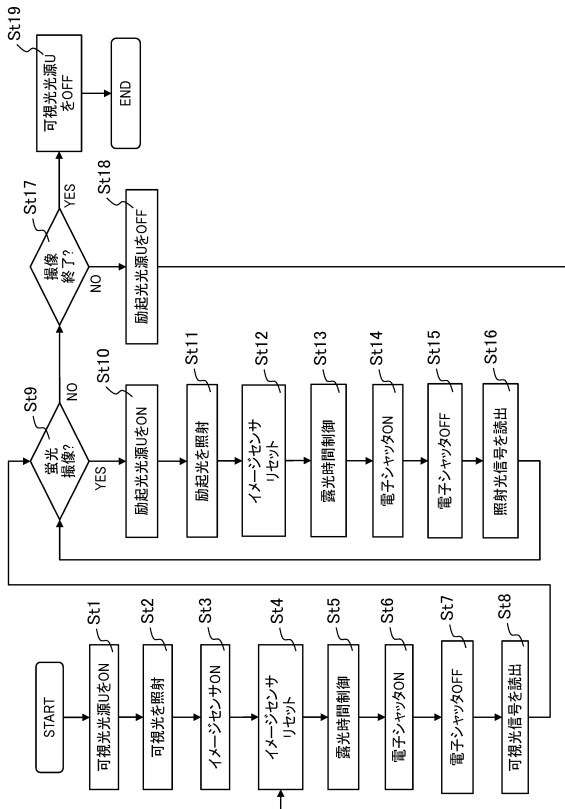
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2009/119369(WO, A1)
特開2011-200367(JP, A)
特開2012-016545(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/00

专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP6467746B1	公开(公告)日	2019-02-13
申请号	JP2018081437	申请日	2018-04-20
申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
[标]发明人	松尾直人		
发明人	松尾 直人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.511 A61B1/00.731 A61B1/06.611 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/MW10 4C161/MW17		
其他公开文献	JP2019187618A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：适当地切割不同波长的激发光以使多种荧光物质发出荧光，并且抑制由物体引起的荧光的荧光强度降低，而与使哪种荧光物质发出荧光无关。形成的图像的可见度得到改善。内窥镜系统包括相对于对象具有在不可见光带的第一预定范围内的波长的第一激发光和具有在不可见光带的第二预定范围内的波长的第二激发光。发射光的光源，阻挡具有第一预定范围和第二预定范围中的每个波长的光的滤光器，以及设置在滤光器的发射侧的第一激发光和第二激发光传感器单元，其产生被彼此激发并发射荧光的对象的捕获图像；以及输出单元，其将对象的捕获图像输出到监视器，[选择图]图8

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B1)	(11) 特許番号 特許第6467746号 (P6467746)
(45) 発行日 平成31年2月13日(2019.2.13)	(24) 登録日 平成31年1月25日(2019.1.25)	
(51) Int. Cl.	F I	請求項の数 10 (全 22 頁)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/26 B	
(21) 出願番号 特願2018-81437(P2018-81437)	(73) 特許権者 314012076	
(22) 出願日 平成30年4月20日(2018.4.20)	パナソニックIPマネジメント株式会社	
審査請求日 平成30年7月23日(2018.7.23)	大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号	
早期審査対象出願	110002000	
	(74) 代理人 特許業務法人栄光特許事務所	
	松尾 直人	
	(72) 発明者 大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内	
	審査官 磯野 光司	
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび内視鏡システムの作動方法