

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6710151号
(P6710151)

(45) 発行日 令和2年6月17日 (2020.6.17)

(24) 登録日 令和2年5月28日 (2020.5.28)

(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 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 13 (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願2016-235212 (P2016-235212)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成28年12月2日 (2016.12.2)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2018-89109 (P2018-89109A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成30年6月14日 (2018.6.14)	(74) 代理人	100083116
審査請求日	平成31年2月1日 (2019.2.1)		弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	大森 利彦
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	杉▲崎▼ 誠
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		審査官	北島 拓馬

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察部位に照明光を照射して前記観察部位の観察を行う照明光観察と、前記観察部位に対して励起光を照射して前記観察部位に含まれる蛍光物質を励起発光させて蛍光を観察する蛍光観察と、を行う内視鏡装置において、

前記観察部位に向けて前記照明光及び前記励起光を切り替えて照射する光照射部と、

前記光照射部から前記照明光が照射された場合には前記観察部位にて反射された前記照明光の反射光を撮像して反射光撮像信号を出力し、且つ前記光照射部から前記励起光が照射された場合には前記蛍光を撮像して蛍光撮像信号を出力する撮像部と、

前記撮像部に設けられ、前記照明光及び前記励起光が透過するカラーフィルタであって、第1分光透過率特性を有する第1カラーフィルタ、及び前記第1分光透過率特性よりも透過率のピークが長波長側にある第2分光透過率特性を有する第2カラーフィルタを含むカラーフィルタと、を備え、

前記蛍光物質の吸収強度のピーク値を第1ピーク値とし、前記蛍光物質の吸収強度が前記第1ピーク値に対して10%以上となる波長領域を第1波長領域とした場合、前記励起光の波長領域の少なくとも一部は前記第1波長領域に含まれ、

前記第1分光透過率特性の透過率のピーク値を第2ピーク値とし、前記第2分光透過率特性の透過率のピーク値を第3ピーク値とし、前記第1分光透過率特性の透過率が前記第2ピーク値に対して60%以上となる波長領域を第2波長領域とし、前記第2分光透過率特性の透過率が前記第3ピーク値に対して40%以下となる波長領域を第3波長領域とし

10

20

た場合、前記励起光の波長領域は前記第 2 波長領域及び前記第 3 波長領域に含まれ、

前記第 2 分光透過率特性の透過率が前記第 3 ピーク値に対して 80 % 以上となる波長領域を第 4 波長領域とした場合、前記蛍光の強度がピークとなる波長は前記第 4 波長領域に含まれ、

前記光照射部は、紫色及び青色を含む青色系の波長領域に含まれる 3 種類以上の前記励起光であって、且つ光強度のピーク波長が互いに異なる 3 種類以上の前記励起光をそれぞれ出射する 3 種類以上の半導体光源を有し、

前記半導体光源は、紫色光を出射する第 1 半導体光源と、青色光の波長領域の中で予め定めた波長よりも長波長側をカットした短波長側の波長領域の第 1 青色光を出射する第 2 半導体光源と、前記青色光の波長領域の中で前記予め定めた波長よりも短波長側をカットした長波長側の波長領域の第 2 青色光を出射する第 3 半導体光源と、を含み、

前記光照射部は、前記照明光として前記第 1 半導体光源からの前記紫色光と前記第 2 半導体光源からの前記第 1 青色光とを出射し、且つ前記励起光として前記第 2 半導体光源からの前記第 1 青色光と前記第 3 半導体光源からの前記第 2 青色光とを出射する内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第 1 波長領域は、前記蛍光物質の吸収強度が前記第 1 ピーク値に対して 50 % 以上となる波長領域である請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 波長領域は青色光の波長領域に含まれ、且つ前記蛍光は緑色蛍光である請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記励起光は、青色光である請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 1 分光透過率特性の波長領域と前記第 2 分光透過率特性の波長領域との一部が重複している請求項 3 又は 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 2 波長領域は、前記第 1 分光透過率特性の透過率が前記第 2 ピーク値に対して 80 % 以上となる波長領域である請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 3 波長領域は、前記第 2 分光透過率特性の透過率が前記第 3 ピーク値に対して 20 % 以下となる波長領域である請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記照明光は白色光であり、

前記光照射部は、前記観察部位に向けて、前記第 2 青色光を含む前記白色光と、前記第 2 青色光とを切り替えて出射する特殊出射モードを有し、

前記撮像部は、前記光照射部が前記特殊出射モードである場合、前記白色光の反射光を撮像して前記反射光撮像信号を出力し、且つ前記第 2 青色光の反射光を撮像して青色反射光撮像信号を出力し、

前記撮像部から出力された前記反射光撮像信号と前記青色反射光撮像信号とに基づき、前記観察部位の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部を備える請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記半導体光源は、発光ダイオードである請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記第 1 カラーフィルタ及び前記第 2 カラーフィルタは、原色カラーフィルタである請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記撮像部から出力された前記反射光撮像信号及び前記蛍光撮像信号に基づき、前記観

10

20

30

40

50

察部位の蛍光画像を生成する蛍光画像生成部を備える請求項 1 から 1 0 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 2】

前記撮像素子は、2 次元配列された複数の画素、及び前記カラーフィルタを有する撮像素子を有し、

前記光照射部から前記励起光が照射されている場合に前記撮像素子の前記画素に蓄積される電荷の蓄積時間を、前記光照射部から前記照明光が照射されている場合の前記蓄積時間よりも長くする前記撮像素子の駆動制御部を備える請求項 1 から 1 1 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 1 3】

照明光及び励起光を選択的に出射する光照射部と、第 1 分光透過率特性を有する第 1 カラーフィルタ、及び前記第 1 分光透過率特性よりも透過率のピークが長波長側にある第 2 分光透過率特性を有する第 2 カラーフィルタを含むカラーフィルタを有する撮像素部と、を備えており、前記光照射部から前記照明光を出射して観察部位の観察を行う照明光観察と、前記光照射部から励起光を出射して前記観察部位に含まれる蛍光物質を励起発光させて蛍光を観察する蛍光観察と、を行う内視鏡装置の作動方法において、

前記光照射部は、前記照明光及び前記励起光を切り替えて出射し、

前記撮像素部は、前記光照射部から前記照明光が出射された場合には前記観察部位にて反射された前記照明光の反射光を撮像して反射光撮像信号を出力し、且つ前記光照射部から前記励起光が出射された場合には前記蛍光を撮像して蛍光撮像信号を出力し、

前記蛍光物質の吸収強度のピーク値を第 1 ピーク値とし、前記蛍光物質の吸収強度が前記第 1 ピーク値に対して 1 0 % 以上となる波長領域を第 1 波長領域とした場合、前記励起光の波長領域の少なくとも一部は前記第 1 波長領域に含まれ、

前記第 1 分光透過率特性の透過率のピーク値を第 2 ピーク値とし、前記第 2 分光透過率特性の透過率のピーク値を第 3 ピーク値とし、前記第 1 分光透過率特性の透過率が前記第 2 ピーク値に対して 6 0 % 以上となる波長領域を第 2 波長領域とし、前記第 2 分光透過率特性の透過率が前記第 3 ピーク値に対して 4 0 % 以下となる波長領域を第 3 波長領域とした場合、前記励起光の波長領域は前記第 2 波長領域及び前記第 3 波長領域に含まれ、

前記第 2 分光透過率特性の透過率が前記第 3 ピーク値に対して 8 0 % 以上となる波長領域を第 4 波長領域とした場合、前記蛍光の強度がピークとなる波長は前記第 4 波長領域に含まれ、

前記光照射部は、紫色及び青色を含む青色系の波長領域に含まれる 3 種類以上の前記励起光であって、且つ光強度のピーク波長が互いに異なる 3 種類以上の前記励起光をそれぞれ出射する 3 種類以上の半導体光源を有し、

前記半導体光源は、紫色光を出射する第 1 半導体光源と、青色光の波長領域の中で予め定めた波長よりも長波長側をカットした短波長側の波長領域の第 1 青色光を出射する第 2 半導体光源と、前記青色光の波長領域の中で前記予め定めた波長よりも短波長側をカットした長波長側の波長領域の第 2 青色光を出射する第 3 半導体光源と、を含み、

前記光照射部は、前記照明光として前記第 1 半導体光源からの前記紫色光と前記第 2 半導体光源からの前記第 1 青色光とを出射し、且つ前記励起光として前記第 2 半導体光源からの前記第 1 青色光と前記第 3 半導体光源からの前記第 2 青色光とを出射する内視鏡装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、照明光観察と蛍光観察とを行う内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

従来から、医療分野において電子内視鏡（以下、単に内視鏡と略す）を利用した内視鏡

10

20

30

40

50

検査が行われている。この内視鏡検査では、例えば被検体内の観察部位（被観察部位ともいう）に対して照明光として例えば白色光を照射し、観察部位に反射された白色光の反射光を撮像して取得した反射光画像に基づき、観察部位の通常観察（照明観察）が行われる。

【 0 0 0 3 】

また、近年では、内視鏡検査として、通常観察に加えて、観察部位に対して励起光を照射し、この観察部位に含まれる蛍光物質を励起及び発光させ、蛍光物質から生じた蛍光を撮像して取得した蛍光画像に基づき、観察部位の蛍光観察が行われている。特に近年では、癌特異的な物質又は環境に反応して蛍光を発したり、或いは癌に選択的に集積する物質に予め蛍光色素（蛍光物質）を標識させたりしておくことで、蛍光観察により早期癌の発見及び見落とし防止、或いは癌切除時の取り残し防止等の様々な用途での蛍光観察の利用が期待されている。

10

【 0 0 0 4 】

蛍光色素は、ある特定の波長領域の励起光を吸収し、この波長領域よりも長波長領域の蛍光を放出する。例えば、医療用の血管造影への使用が承認されているフルオレセイン（fluorescein）は、波長 490 nm 付近に励起光の吸収ピークを有し、且つ波長 520 nm 付近に蛍光ピークを有しており、青色光を吸収して緑色光を発する。

【 0 0 0 5 】

ここで、上述の吸収ピークと蛍光ピークとの波長差はストークスシフトと呼ばれ、ストークスシフトは蛍光物質の種類により異なる。このストークスシフトが小さい場合、励起光と蛍光との区別が困難になるため、蛍光を精度良く検出できなくなる。このため、蛍光観察では、励起光又は蛍光に対応する特定の波長領域の光を反射又は透過させる蛍光観察用のフィルタとして、ダイクロイックフィルタ、バンドパスフィルタ、又はロングパスフィルタなどが使用される。例えば、上述のフルオレセインはストークスシフトが 30 nm 程度と小さく、波長 500 nm 以上の光を透過し、且つ波長 500 nm よりも短波長領域の光を遮断するような特性のダイクロイックフィルタを用いて蛍光観察することが考えられる。

20

【 0 0 0 6 】

ところで、内視鏡で蛍光観察を行う場合には、内視鏡挿入部の先端部内に設けられた撮像素子の前方に上述の蛍光観察用のフィルタを配置する必要があるが、この先端部は小型化且つ細径化されているので、蛍光観察用のフィルタの配置は困難である。さらに、内視鏡で前述の通常観察と蛍光観察とを両立させる場合には、蛍光観察を行う場合にのみ撮像素子の前方に蛍光観察用のフィルタを配置し、通常観察を行う場合には撮像素子の前方から蛍光観察用のフィルタを退避させる必要がある。

30

【 0 0 0 7 】

特許文献 1 には、内視鏡挿入部の先端部に取り付けるフードに蛍光観察用のフィルタを設け、この蛍光観察用フードを先端部に取り付けて蛍光観察を行う内視鏡が開示されている。この特許文献 1 に記載の内視鏡では、内視鏡挿入部の先端部から蛍光観察用フードを取り外すことで前述の通常観察を行うことができる。すなわち、先端部内において撮像素子の前方に蛍光観察用のフィルタを配置することなく、通常観察と蛍光観察とを両立させることができる。

40

【 0 0 0 8 】

一方、特許文献 2 には、自家蛍光観察を行う内視鏡装置と同様に、通常観察用の撮像素子と蛍光観察用の撮像素子とを先端部に別箇に設けた蛍光内視鏡ビデオシステムが開示されている。この特許文献 2 に記載の蛍光内視鏡ビデオシステムでは、励起光と蛍光との色分離が悪く、励起光と蛍光との波長領域の重複（クロストーク）が発生するため、撮像素子の前方に励起光の強度を減少させるフィルタを設けることにより、良好な蛍光画像を取得している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

50

【 0 0 0 9 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 1 - 1 0 4 3 3 3 号公報

【特許文献 2】特表 2 0 0 5 - 5 1 4 1 4 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の内視鏡では、内視鏡挿入部を被検体内に挿入して通常観察を実施しながら同時に蛍光観察も実施する場合には、内視鏡挿入部を被検体内から一度抜去した後、蛍光観察用フードを内視鏡挿入部の先端部に取り付けて体内へ再挿入する必要が生じる。また、最初から先端部に蛍光観察用フードを取り付けた場合も同様であり、通常観察を実施する場合は、内視鏡挿入部を被検体内から一度抜去した後、蛍光観察用のフードを取り外してから内視鏡挿入部を被検体内へ再挿入する必要がある。

10

【 0 0 1 1 】

また、蛍光観察用のフードを先端部に取り付けた場合、観察部位に白色光等の照明光を照射する際にフィルタによって特定の波長領域の光がカットされてしまうため、視認性が悪くなってしまう。

【 0 0 1 2 】

特許文献 2 に記載の蛍光内視鏡ビデオシステムでは、良好な蛍光画像を得るために、蛍光観察用の撮像素子の前方に励起光の強度を減少させるフィルタを設ける必要があるが、既述の通り、内視鏡挿入部の先端部は小型化且つ細径化されているのでフィルタの配置は困難であり、フィルタを設ける場合には先端部の構造が複雑になるという問題、及び内視鏡挿入部が太径化するという問題が生じる。

20

【 0 0 1 3 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、簡単な構成で照明光観察と蛍光観察とを両立させる内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

本発明の目的を達成するための内視鏡装置は、観察部位に照明光を照射して観察部位の観察を行う照明光観察と、観察部位に対して励起光を照射して観察部位に含まれる蛍光物質を励起発光させて蛍光を観察する蛍光観察と、を行う内視鏡装置において、観察部位に向けて照明光及び励起光を切り替えて照射する光照射部と、光照射部から照明光が照射された場合には観察部位にて反射された照明光の反射光を撮像して反射光撮像信号を出力し、且つ光照射部から励起光が照射された場合には蛍光を撮像して蛍光撮像信号を出力する撮像部と、撮像部に設けられ、照明光及び励起光が透過するカラーフィルタであって、第 1 分光透過率特性を有する第 1 カラーフィルタ、及び第 1 分光透過率特性よりも透過率のピークが長波長側にある第 2 分光透過率特性を有する第 2 カラーフィルタを含むカラーフィルタと、を備え、蛍光物質の吸収強度のピーク値を第 1 ピーク値とし、蛍光物質の吸収強度が第 1 ピーク値に対して 1 0 % 以上となる波長領域を第 1 波長領域とした場合、励起光の波長領域の少なくとも一部は第 1 波長領域に含まれ、第 1 分光透過率特性の透過率のピーク値を第 2 ピーク値とし、第 2 分光透過率特性の透過率のピーク値を第 3 ピーク値とし、第 1 分光透過率特性の透過率が第 2 ピーク値に対して 6 0 % 以上となる波長領域を第 2 波長領域とし、第 2 分光透過率特性の透過率が第 3 ピーク値に対して 4 0 % 以下となる波長領域を第 3 波長領域とした場合、励起光の波長領域は第 2 波長領域及び第 3 波長領域に含まれ、第 2 分光透過率特性の透過率が第 3 ピーク値に対して 8 0 % 以上となる波長領域を第 4 波長領域とした場合、蛍光の強度がピーク（最大）となる波長は第 4 波長領域に含まれる。ここで、蛍光物質の吸収強度のピーク値とは全波長領域での吸収強度のピーク値（最大値）であり、各分光透過率特性の透過率のピーク値とは全波長領域での透過率のピーク値（最大値）である。

30

40

【 0 0 1 5 】

この内視鏡装置によれば、内視鏡の先端部内に蛍光観察用のフィルタ又は励起光の強度

50

を減少させるフィルタ等を配置することなく、簡単な構成で良好な蛍光画像が得られる。

【0016】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、第1波長領域は、蛍光物質の吸収強度が第1ピーク値に対して50%以上となる波長領域である。これにより、蛍光物質から発する蛍光の強度を示す「蛍光発光強度」が十分に高くなるので、良好な蛍光画像が得られる。

【0017】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、第1波長領域は青色光の波長領域に含まれ、且つ蛍光は緑色蛍光である。これにより、撮像部で検出される励起光と蛍光との色分離が良好となるので、良好な蛍光画像が得られる。

10

【0018】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、励起光は、青色光である。これにより、撮像部で検出される励起光と蛍光との色分離が良好となるので、良好な蛍光画像が得られる。

【0019】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、第1分光透過率特性の波長領域と第2分光透過率特性の波長領域との一部が重複している。この場合であっても、本内視鏡装置によれば良好な蛍光画像が得られる。

【0020】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、第2波長領域は、第1分光透過率特性の透過率が第2ピーク値に対して80%以上となる波長領域である。これにより、励起光と蛍光とが分離して撮像素子で検出される色分離が良好となるので、良好な蛍光画像が得られる。

20

【0021】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、第3波長領域は、第2分光透過率特性の透過率が第3ピーク値に対して20%以下となる波長領域である。これにより、励起光と蛍光とが分離して撮像素子で検出される色分離が良好となるので、良好な蛍光画像が得られる。

【0022】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、光照射部は、紫色及び青色を含む青色系の波長領域に含まれる3種類以上の励起光であって、且つ光強度のピーク波長が互いに異なる3種類以上の励起光をそれぞれ出射する3種類以上の半導体光源を有する。これにより、照明光観察として白色光を用いた通常観察以外に狭帯域光による狭帯域光観察を行うことができると共に、酸素飽和度画像の観察（酸素飽和度観察）も行うことができる。

30

【0023】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、半導体光源は、紫色光を出射する第1半導体光源と、青色光の波長領域の中で予め定めた波長よりも長波長側をカットした短波長側の波長領域の第1青色光を出射する第2半導体光源と、青色光の波長領域の中で予め定めた波長よりも短波長側をカットした長波長側の波長領域の第2青色光を出射する第3半導体光源と、を含み、光照射部は、照明光として第1半導体光源からの紫色光と第2半導体光源からの第1青色光とを出射し、且つ励起光として第2半導体光源からの第1青色光と第3半導体光源からの第2青色光とを出射する。これにより、照明光観察として白色光を用いた通常観察以外に狭帯域光による狭帯域光観察を行うことができると共に、酸素飽和度画像の観察（酸素飽和度観察）も行うことができる。

40

【0024】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、照明光は白色光であり、光照射部は、観察部位に向けて、第2青色光を含む白色光と、第2青色光とを切り替えて出射する特殊出射モードを有し、撮像部は、光照射部が特殊出射モードである場合、白色光の反射光を撮像して反射光撮像信号を出力し、且つ第2青色光の反射光を撮像して青色反射光撮像信号を出力し、撮像部から出力された反射光撮像信号と青色反射光撮像信号とに基づき、観察

50

部位の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部を備える。これにより、照明光観察及び蛍光観察に加えて、酸素飽和度画像の観察（酸素飽和度観察）も同時に行うことができる。

【0025】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、半導体光源は、発光ダイオードである。

【0026】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、励起光が青色光であり且つ蛍光が赤色光である場合、第1分光透過率特性の波長領域及び第2分光透過率特性の波長領域は、互いに分離している。これにより、励起光と蛍光とが分離して撮像素子で検出される色分離が良好となるので、良好な蛍光画像が得られる。

10

【0027】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、第1カラーフィルタ及び第2カラーフィルタは、原色カラーフィルタである。

【0028】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、撮像部から出力された反射光撮像信号及び蛍光撮像信号に基づき、観察部位の蛍光画像を生成する蛍光画像生成部を備える。

【0029】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、撮像部は、2次元配列された複数の画素、及びカラーフィルタを有する撮像素子を有し、光照射部から励起光が照射されている場合に撮像素子の画素に蓄積される電荷の蓄積時間を、光照射部から照明光が照射されている場合の蓄積時間よりも長くする撮像素子の駆動制御部を備える。これにより、反射光撮像信号及び蛍光撮像信号の強度差を補償することができる。

20

【0030】

本発明の目的を達成するための内視鏡装置の作動方法は、観察部位に向けて照明光及び励起光を選択的に照射する光照射部と、第1分光透過率特性を有する第1カラーフィルタ、及び第1分光透過率特性よりも透過率のピークが長波長側にある第2分光透過率特性を有する第2カラーフィルタを含むカラーフィルタを有する撮像部と、を備えており、光照射部から観察部位に照明光を照射して観察部位の観察を行う照明光観察と、光照射部から観察部位に対して励起光を照射して観察部位に含まれる蛍光物質を励起発光させて蛍光を観察する蛍光観察と、を行う内視鏡装置の作動方法において、光照射部は、観察部位に向けて照明光及び励起光を切り替えて照射し、撮像部は、光照射部から照明光が照射された場合には観察部位にて反射された照明光の反射光を撮像して反射光撮像信号を出力し、且つ光照射部から励起光が照射された場合には蛍光を撮像して蛍光撮像信号を出力し、蛍光物質の吸収強度のピーク値を第1ピーク値とし、蛍光物質の吸収強度が第1ピーク値に対して10%以上となる波長領域を第1波長領域とした場合、励起光の波長領域の少なくとも一部は第1波長領域に含まれ、第1分光透過率特性の透過率のピーク値を第2ピーク値とし、第2分光透過率特性の透過率のピーク値を第3ピーク値とし、第1分光透過率特性の透過率が第2ピーク値に対して60%以上となる波長領域を第2波長領域とし、第2分光透過率特性の透過率が第3ピーク値に対して40%以下となる波長領域を第3波長領域とした場合、励起光の波長領域は第2波長領域及び第3波長領域に含まれ、第2分光透過率特性の透過率が第3ピーク値に対して80%以上となる波長領域を第4波長領域とした場合、蛍光の強度がピークとなる波長は第4波長領域に含まれる。

30

40

【発明の効果】

【0031】

本発明の内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法は、簡単な構成で照明光観察と蛍光観察とを両立させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】第1実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す概略図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡装置の内部構成の概略図である。

50

【図 3】光源装置の各半導体光源から出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフである。

【図 4】撮像素子の撮像面の正面図である。

【図 5】反射光撮像信号及び蛍光撮像信号の強度差を補償するために駆動制御部が行う撮像素子の駆動制御の一例を説明するための説明図である。

【図 6】反射光撮像信号及び蛍光撮像信号の強度差を補償するために駆動制御部が行う撮像素子の駆動制御の他例を説明するための説明図である。

【図 7】蛍光色素であるフルオレセインの吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフである。

【図 8】撮像素子の各色の画素の分光感度特性を示したグラフである。

10

【図 9】内視鏡装置による通常観察及び蛍光観察の処理の流れを示すフローチャートである。

【図 10】ローダミングリーンの吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフである。

【図 11】PpIXの吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフである。

【図 12】撮像素子の各色の画素の分光感度特性を示したグラフである。

【図 13】SYPRO Redの吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフである。

【図 14】撮像素子の各色の画素の分光感度特性を示したグラフである。

【図 15】蛍光色素としてSYPRO Redを用いる場合の光源装置の変形例を示したブロック図である。

20

【図 16】波長制限フィルタの透過率波長特性を説明するための説明図である。

【図 17】第 3 実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

【図 18】通常観察を行う場合に光源装置から出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフである。

【図 19】蛍光観察及び狭帯域光観察を行う場合に光源装置から出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフである。

【図 20】蛍光画像生成部による蛍光画像の生成と、狭帯域光画像生成部による狭帯域光画像の生成との一例を説明するための説明図である。

【図 21】第 4 実施形態の内視鏡装置の構成を示すブロック図である。

30

【図 22】長波長カットフィルタ及び短波長カットフィルタをそれぞれ透過する光を説明するための説明図である。

【図 23】第 4 実施形態の各観察モードで光源装置から出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフである。

【図 24】第 4 実施形態の内視鏡装置による各観察モード時の処理の流れの一例を示したフローチャートである。

【図 25】各実施例で用いられる光源装置から出射される光の分光特性を示したグラフである。

【図 26】各実施例で用いられる撮像素子の各画素の分光感度、すなわちカラーフィルタの分光透過率特性を実質的に示したグラフである。

40

【図 27】実施例 1 から実施例 11（実施例 12 から実施例 22 も同様）で光源装置から出射される励起光の波長領域を説明するための説明図である。

【図 28】実施例 23 から実施例 27 で光源装置から出射される励起光の波長領域を説明するための説明図である。

【図 29】実施例 1 ～実施例 11 の条件及び評価結果を説明するための説明図である。

【図 30】実施例 12 から実施例 27 の条件及び評価結果を説明するための説明図である。

。

【発明を実施するための形態】

【0033】

[第 1 実施形態の内視鏡装置の全体構成]

50

図１は、第１実施形態の内視鏡装置９（内視鏡システムともいう）の全体構成を示す概略図である。図１に示すように、内視鏡装置９は、電子内視鏡１０（以下、単に内視鏡１０と略す）と、光源装置１１と、プロセッサ１２と、モニタ１３と、を備える。

【００３４】

内視鏡１０は、本実施形態では例えば軟性内視鏡が用いられる。この内視鏡１０は、被検体内に挿入され且つ先端と基端とを有する挿入部１５と、挿入部１５の基端側に連設され且つ術者が把持して各種操作を行う操作部１６と、操作部１６に連設されたユニバーサルコード１７と、を有する。

【００３５】

挿入部１５は、全体が細径で長尺状に形成されている。この挿入部１５は、基端側から先端側に向けて順に可撓性を有する軟性部１９と、操作部１６の操作により湾曲可能な湾曲部２０と、後述の撮像素子４９（図２参照）等が内蔵される先端部２１と、が連設されて構成される。

【００３６】

操作部１６には、術者によって操作される各種操作部材が設けられている。具体的に、操作部１６には、湾曲部２０の左右湾曲操作及び上下湾曲操作に用いられる２種類の湾曲操作ノブ２３と、送気送水作用の送気送水ボタン２４と、吸引作用の吸引ボタン２５と、が設けられている。また、操作部１６には、挿入部１５内を挿通する不図示の処置具挿通路内に処置具を挿入する処置具導入口２６が設けられている。

【００３７】

ユニバーサルコード１７は、内視鏡１０を光源装置１１に接続するための接続コードである。このユニバーサルコード１７は、挿入部１５内を挿通しているライトガイド２８と、信号ケーブル２９と、流体チューブ（不図示）とを内包している。また、ユニバーサルコード１７の端部には、光源装置１１に接続されるコネクタ３０Ａと、このコネクタ３０Ａから分岐され且つプロセッサ１２に接続されるコネクタ３０Ｂと、が設けられている。

【００３８】

コネクタ３０Ａを光源装置１１に接続することで、ライトガイド２８及び流体チューブ（不図示）が光源装置１１に挿入される。これにより、ライトガイド２８及び流体チューブ（不図示）を介して、光源装置１１から内視鏡１０に対して必要な光と水と気体とが供給される。また、コネクタ３０Ｂをプロセッサ１２に接続することで、信号ケーブル２９とプロセッサ１２とが電氣的に接続される。これにより、信号ケーブル２９を介して、内視鏡１０からプロセッサ１２へ観察部位３４（図２参照）の撮像信号が出力される共に、プロセッサ１２から内視鏡１０へ制御信号が出力される。

【００３９】

光源装置１１は、コネクタ３０Ａを介して、内視鏡１０のライトガイド２８へ後述の通常観察用の照明光（白色光Ｗ、図２参照）及び蛍光観察用の励起光ＥＬ（図２参照）を選択的に供給する。プロセッサ１２は、コネクタ３０Ｂ及び信号ケーブル２９を介して、内視鏡１０の動作を制御すると共に、内視鏡１０から取得した撮像信号に基づく画像をモニタ１３へ出力する。モニタ１３は、プロセッサ１２から入力された画像を表示する。

【００４０】

[第１実施形態の内視鏡装置の内部構成]

図２は、第１実施形態の内視鏡装置９の内部構成の概略図である。図２に示すように、内視鏡装置９は、本発明の蛍光物質に相当する蛍光色素３３が投与された、すなわち蛍光色素３３で標識された観察部位３４の蛍光観察と、この観察部位３４の通常観察（本発明の照明光観察に相当）と、を両立して行う。

【００４１】

ここで蛍光観察とは、観察部位３４に励起光ＥＬを照射して、この観察部位３４に含まれる蛍光色素３３を励起発光させ、発光した蛍光ＦＬを撮像して得られた画像に基づき、観察部位３４を観察することである。また、通常観察とは、観察部位３４に白色光Ｗ（本発明の照明光に相当）を照射して、この観察部位３４にて反射された反射光ＷＲを撮像し

10

20

30

40

50

て得られた画像に基づき、観察部位 3 4 を観察することである。

【 0 0 4 2 】

蛍光色素 3 3 は、本実施形態ではフルオレセイン、より具体的にはフルオレセインイソチオシアネート (Fluorescein isothiocyanate : FITC) が用いられる。この蛍光色素 3 3 は、青色の波長領域 (波長帯域) に含まれる励起光 E L (青色光 B L) の照射を受けた場合に励起発光して、緑色の波長領域 (波長帯域) に含まれる緑色蛍光である蛍光 F L を発する (図 7 参照)。以下、フルオレセインイソチオシアネートについても単に「フルオレセイン」という。

【 0 0 4 3 】

< 光源装置 >

光源装置 1 1 は、内視鏡 1 0 のライトガイド 2 8 と、後述の照射レンズ 4 5 及び照明窓 4 6 と共に、本発明の光照射部を構成する。この光源装置 1 1 は、半導体光源 3 6 R と、半導体光源 3 6 G と、半導体光源 3 6 B と、ダイクロイックフィルタ 3 7 と、ダイクロイックフィルタ 3 8 と、レンズ 3 9 と、光源制御部 4 0 と、を備える。

【 0 0 4 4 】

半導体光源 3 6 R , 3 6 G , 3 6 B は、例えば発光ダイオード (light emitting diode : L E D) が用いられる。なお、発光ダイオードの代わりに、レーザダイオード (Laser Diode : L D) 又はハロゲンランプ等の各種光源を用いてもよい。

【 0 0 4 5 】

図 3 は、光源装置 1 1 の各半導体光源 3 6 R , 3 6 G , 3 6 B から出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフである。図 3 に示すように、半導体光源 3 6 R は、赤色の波長領域の光である赤色光 R L を出射する。半導体光源 3 6 G は、緑色の波長領域の光である緑色光 G L を出射する。半導体光源 3 6 B は、青色の波長領域の光である青色光 B L を出射する。なお、図中の紫色光 V L は、詳しくは後述するが紫色の波長領域の光であり、青色光 B L と共に或いは青色光 B L に代えて前述の励起光 E L として用いられる光である。なお、各色光の波長領域は、図 3 に示した波長領域に限定されるものではなく、適宜変更してもよい。

【 0 0 4 6 】

図 2 に戻って、半導体光源 3 6 R から出射される赤色光 R L の光路と、半導体光源 3 6 G , 3 6 B からそれぞれ出射される緑色光 G L 及び青色光 B L の光路とは互いに直交している。半導体光源 3 6 G , 3 6 B は、それぞれ緑色光 G L 及び青色光 B L を赤色光 R L の光路に向けて出射する。

【 0 0 4 7 】

ダイクロイックフィルタ 3 7 は、赤色光 R L の光路と緑色光 G L の光路との交差点に配置されている。このダイクロイックフィルタ 3 7 は、半導体光源 3 6 R から入射する赤色光 R L を透過し、且つ半導体光源 3 6 G から入射する緑色光 G L をダイクロイックフィルタ 3 8 に向けて反射する。これにより、赤色光 R L 及び緑色光 G L をダイクロイックフィルタ 3 8 に入射させることができる。

【 0 0 4 8 】

ダイクロイックフィルタ 3 8 は、赤色光 R L の光路と青色光 B L の光路との交差点に配置されている。ダイクロイックフィルタ 3 8 は、ダイクロイックフィルタ 3 7 から入射する赤色光 R L 及び緑色光 G L を透過し、且つ半導体光源 3 6 B から入射する青色光 B L をレンズ 3 9 に向けて反射する。これにより、各半導体光源 3 6 R , 3 6 G , 3 6 B の全てを作動させた場合には、赤色光 R L と緑色光 G L と青色光 B L とを含む白色光 W をレンズ 3 9 に入射させることができる。また、詳しくは後述するが、半導体光源 3 6 B のみを作動させた場合には、青色光 B L (励起光 E L) をレンズ 3 9 に入射させることができる。

【 0 0 4 9 】

なお、本明細書でいう白色光 W とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば赤色光 R L 、緑色光 G L 、及び青色光 B L などの特定の波長領域の光を含むものであればよく、さらに、緑色から赤色にかけての波長領域の光、或いは青色から緑色に

10

20

30

40

50

かけての波長領域の光等も広義に含むものとする。

【 0 0 5 0 】

レンズ 3 9 は、ダイクロイックフィルタ 3 8 から入射された白色光 W 又は青色光 B L を、コネクタ 3 0 A を介して、内視鏡 1 0 のライトガイド 2 8 に入射させる。

【 0 0 5 1 】

光源制御部 4 0 は、各半導体光源 3 6 R , 3 6 G , 3 6 B の作動を制御する。光源制御部 4 0 は、通常観察を行う場合、各半導体光源 3 6 R , 3 6 G , 3 6 B を同時に作動させて、光源装置 1 1 から照明光として白色光 W を出射させ、この白色光 W を内視鏡 1 0 のライトガイド 2 8 に入射させる。また、光源制御部 4 0 は、蛍光観察を行う場合、半導体光源 3 6 B のみを作動させて、光源装置 1 1 から青色光 B L を励起光 E L として出射させ、この励起光 E L を内視鏡 1 0 のライトガイド 2 8 に入射させる。

10

【 0 0 5 2 】

そして、本実施形態では、通常観察及び蛍光観察を同時に（並行して）行うため、光源制御部 4 0 は、白色光 W の出射と励起光 E L の出射とを一定時間毎あるいは後述の撮像素子 4 9 による撮像フレーム単位で交互に切り替える（図 5 及び図 6 参照）。これにより、通常観察の画像と蛍光観察の画像とをモニタ 1 3 に同時且つ逐次更新して表示及び記録する、所謂マルチフレーム機能が実現される。

【 0 0 5 3 】

< 内視鏡 >

内視鏡 1 0 は、ライトガイド 2 8 と、照射レンズ 4 5 と、照明窓 4 6 と、観察窓 4 7 と、集光レンズ 4 8 と、撮像素子 4 9 と、駆動回路 5 0 と、信号処理部 5 1 と、画像信号出力部 5 2 と、信号ケーブル 2 9 と、不図示の流体チューブ及び送気送水ノズルと、を備える。

20

【 0 0 5 4 】

ライトガイド 2 8 は、大口径光ファイバ又はバンドルファイバなどである。ライトガイド 2 8 の入射端は、コネクタ 3 0 A を介して光源装置 1 1 に接続される。ライトガイド 2 8 は、コネクタ 3 0 A、ユニバーサルコード 1 7、操作部 1 6、及び挿入部 1 5 の各内部を通して、その出射端が挿入部 1 5 の先端部 2 1 内に設けられた照射レンズ 4 5 に対向している。これにより、光源装置 1 1 からライトガイド 2 8 の入射端に供給された白色光 W 又は励起光 E L は、照射レンズ 4 5 から先端部 2 1 の先端面に設けられた照明窓 4 6 を通して、観察部位 3 4 に照射される。

30

【 0 0 5 5 】

白色光 W が観察部位 3 4 に照射された場合、観察部位 3 4 にて反射された白色光 W の反射光 W R が、観察部位 3 4 の像光として、先端部 2 1 の先端面に設けられた観察窓 4 7 に入射する。また、励起光 E L が観察部位 3 4 に照射された場合、観察部位 3 4 に含まれる蛍光色素 3 3 が励起光 E L により励起発光され、この蛍光色素 3 3 から発した蛍光 F L が観察窓 4 7 に入射する。

【 0 0 5 6 】

集光レンズ 4 8 は、観察窓 4 7 を通して入射した反射光 W R 及び蛍光 F L を、撮像素子 4 9 の撮像面に入射させる。

40

【 0 0 5 7 】

撮像素子 4 9 は、既述の集光レンズ 4 8 と共に本発明の撮像部を構成するものであり、C M O S (complementary metal oxide semiconductor) 型又は C C D (charge coupled device) 型のカラー撮像素子（カラーイメージセンサともいう）である。この撮像素子 4 9 は、その撮像面に反射光 W R が入射した場合、反射光 W R を撮像、すなわち電気信号に変換して、反射光 W R の撮像信号である反射光撮像信号 I S を信号処理部 5 1 へ出力する。また、撮像素子 4 9 は、その撮像面に蛍光 F L が入射した場合、蛍光 F L を撮像して、蛍光 F L の撮像信号である蛍光撮像信号 I F を信号処理部 5 1 へ出力する。既述の通り、光源装置 1 1 は白色光 W と励起光 E L とを交互に出射するため、これに応じて、撮像素子 4 9 は反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F を交互に出力する。

50

【 0 0 5 8 】

なお、撮像素子 4 9 による撮像と、光源装置 1 1 による白色光 W 及び励起光 E L の出射の切り替えとは、不図示の同期信号（基準信号ともいう）に同期したタイミングで行われることが好ましい。

【 0 0 5 9 】

図 4 は、撮像素子 4 9 の撮像面の正面図である。図 4 に示すように、撮像素子 4 9 の撮像面上には複数の画素 5 3（光電変換素子）が 2 次元配列されている。そして、各画素 5 3 上には、赤色（R）緑色（G）青色（B）のカラーフィルタ 5 4 が画素 5 3 毎に配置されている。なお、図面の煩雑化を防止するため、遮光膜及びマイクロレンズ等の図示は省略している。

10

【 0 0 6 0 】

カラーフィルタ 5 4 は、赤色（R）のカラーフィルタ 5 4 R と、緑色（G）のカラーフィルタ 5 4 G と、青色（B）のカラーフィルタ 5 4 B とを含む。各色のカラーフィルタ 5 4 R、5 4 G、5 4 B は、本発明の原色カラーフィルタであり、例えば公知のベイヤー配列パターンで各画素 5 3 上に配列されているが、他の公知の配列パターンを採用してもよい。なお、本実施形態では、カラーフィルタ 5 4 B が本発明の第 1 カラーフィルタに相当し、且つカラーフィルタ 5 4 G が本発明の第 2 カラーフィルタに相当する。

【 0 0 6 1 】

図 2 に戻って、駆動回路 5 0 は、後述のプロセッサ 1 2 の駆動制御部 5 5 の制御の下、撮像素子 4 9 の駆動を制御する。

20

【 0 0 6 2 】

信号処理部 5 1 は、撮像素子 4 9 から交互に出力された反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F に各種信号処理を施して、画像信号出力部 5 2 へ出力する。画像信号出力部 5 2 は、信号処理部 5 1 から入力された信号処理済みの反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F を、コネクタ 3 0 B（図 1 参照）及び信号ケーブル 2 9 を介して、プロセッサ 1 2 へ出力する。

【 0 0 6 3 】

< プロセッサ >

プロセッサ 1 2 は、駆動制御部 5 5 と、画像信号取得部 5 6 と、画像生成部 5 7 と、表示制御部 5 8 と、記憶部 5 9 と、を備えている。

30

【 0 0 6 4 】

駆動制御部 5 5 は、コネクタ 3 0 B 及び不図示の信号線を介して、内視鏡 1 0 の駆動回路 5 0 と電気的に接続されている。この駆動制御部 5 5 は、駆動回路 5 0 を介して撮像素子 4 9 の駆動を制御する。

【 0 0 6 5 】

ここで、蛍光 F L の強度は反射光 W R の強度と比較して低いため、蛍光撮像信号 I F の強度は反射光撮像信号 I S の強度に比べて小さくなる。そこで、駆動制御部 5 5 は、駆動回路 5 0 を介して、蛍光観察時に撮像素子 4 9 の各画素 5 3 に蓄積される電荷の蓄積時間を、通常観察時の蓄積時間よりも長くすることで、反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F の強度差を補償する。

40

【 0 0 6 6 】

図 5 は、反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F の強度差を補償するために駆動制御部 5 5 が行う撮像素子 4 9 の駆動制御の一例を説明するための説明図である。また、図 6 は、反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F の強度差を補償するために駆動制御部 5 5 が行う撮像素子 4 9 の駆動制御の他例を説明するための説明図である。

【 0 0 6 7 】

図 5 に示すように、駆動制御部 5 5 は、蛍光観察時に励起光 E L が照射されている場合の撮像素子 4 9 のシャッタースピードが、通常観察時に白色光 W が照射されている場合のシャッタースピードよりも遅くなるように、撮像素子 4 9 を駆動制御する。これにより、画素 5 3 に蓄積される電荷の蓄積時間は、励起光 E L の照射されている場合の方が白色光 W の

50

照射されている場合よりも長くなる。このため、白色光Wの反射光WRに比べて強度に劣る蛍光FLであっても、画素53に十分な電荷が蓄積される。これにより、反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFの強度差が補償される。

【0068】

また、図6に示すように、駆動制御部55は、通常観察の白色光Wの照射されている期間T1において、撮像素子49の各画素53がそれぞれ生成する電荷を期間T1より短い所定期間T2だけ放電するように、撮像素子49を駆動制御する。一方、駆動制御部55は、蛍光観察の励起光ELが照射されている期間T3（ $T3 = T1$ ）においては、放電することなく、その期間T3の全体にわたって画素53に電荷を蓄積するように、撮像素子49を駆動制御する。これにより、既述の図5で説明した例と同様に、画素53に蓄積される電荷の蓄積時間は、励起光ELの照射されている場合の方が白色光Wの照射されている場合よりも長くなる。その結果、反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFの強度差が補償される。

【0069】

図2に戻って、画像信号取得部56は、信号ケーブル29及びコネクタ30Bを介して、画像信号出力部52から交互に逐次出力される反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFを取得し、これら反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFを画像生成部57へ逐次出力する。

【0070】

画像生成部57は、観察画像生成部60及び蛍光画像生成部61として機能する。観察画像生成部60は、画像信号取得部56から反射光撮像信号ISを逐次取得し、新たな反射光撮像信号ISを取得する毎に、新たな反射光撮像信号ISに基づき観察部位34の白色光画像である観察画像63を生成する。そして、観察画像生成部60は、生成した観察画像63を表示制御部58と記憶部59とに逐次出力する。

【0071】

一方、蛍光画像生成部61は、画像信号取得部56から新たな反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFを取得する毎に、新たな反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFに基づき蛍光画像64を生成する。具体的に、蛍光画像生成部61は、新たに取得した蛍光撮像信号IFに基づき蛍光単体画像64aを生成すると共に、反射光撮像信号ISに基づき背景画像64bを生成して、蛍光単体画像64aと背景画像64bとを合成することで蛍光画像64を生成する。そして、蛍光画像生成部61は、生成した蛍光画像64を表示制御部58と記憶部59とに逐次出力する。

【0072】

なお、上述の背景画像64bは、観察画像生成部60により生成された観察画像63を用いてもよい。また、蛍光画像64に背景画像64bが不要である場合、蛍光画像生成部61は、画像信号取得部56から新たに取得した蛍光撮像信号IFのみに基づき、前述の蛍光単体画像64aと等価な蛍光画像64を生成する。

【0073】

表示制御部58は、観察画像生成部60及び蛍光画像生成部61からそれぞれ逐次入力される観察画像63及び蛍光画像64をモニタ13に逐次出力して、モニタ13に観察画像63及び蛍光画像64を動画表示（例えば同時表示又は交互表示）させる。また、記憶部59は、観察画像生成部60及び蛍光画像生成部61からそれぞれ逐次入力される観察画像63及び蛍光画像64を逐次記憶する。これにより、前述のマルチフレーム機能が実現される。

【0074】

〔良好な蛍光画像を得るための条件〕

次に、上記構成の内視鏡装置9において良好な蛍光画像64が得られる条件について説明する。通常観察と蛍光観察とを同時に行いながら良好な蛍光画像64を得るために、本実施形態の内視鏡装置9は、以下の基準〔A〕及び基準〔B〕を満たしている。

【0075】

基準 [A] は、励起光 E L と、蛍光 F L とが分離して撮像素子 4 9 で検出されること、すなわち、励起光 E L が青色の画素 5 3 でのみ検出され且つ蛍光 F L が緑色の画素 5 3 でのみ検出されることを示す「センサ色分離」が良好であることである。この「センサ色分離」が不良である場合、例えば撮像素子 4 9 の緑色の画素 5 3 にて励起光 E L と蛍光 F L とが同時に検出されるため、良好な蛍光単体画像 6 4 a を生成することができず、その結果、良好な蛍光画像 6 4 が得られない。

【 0 0 7 6 】

基準 [B] は、蛍光色素 3 3 から発する蛍光 F L の強度を示す「蛍光発光強度」が十分に高いことである。「蛍光発光強度」が低い場合、蛍光単体画像 6 4 a が暗くなるため、良好な蛍光画像 6 4 が得られない。なお、本実施形態では既述の図 5 及び図 6 で説明したように、駆動制御部 5 5 により反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F の強度差の補償を行っているが、「蛍光発光強度」が十分に高ければ駆動制御部 5 5 による制御を省略することができる、或いは蛍光観察時の電荷蓄積時間を短縮することができる。

【 0 0 7 7 】

以下、基準 [A] を満たすための条件と、基準 [B] を満たすための条件のうち、最初に基準 [B] を満たすための条件について説明する。

【 0 0 7 8 】

< 基準 [B] を満たすための条件 >

図 7 は、蛍光色素 3 3 であるフルオレセインの吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフであって、基準 [B] を満たすための条件を示したグラフである。なお、図中において吸収スペクトルは点線で表示し、蛍光スペクトルは実線で表示している。

【 0 0 7 9 】

図 7 に示すように、基準 [B] を満たすための条件は、蛍光色素 3 3 の吸収スペクトルにおいてその吸収強度のピーク値を第 1 ピーク値 P 1 とし、蛍光色素 3 3 の吸収強度が第 1 ピーク値 P 1 に対して 1 0 % 以上となる波長領域を第 1 波長領域 W 1 とした場合、前述の励起光 E L の波長領域の少なくとも一部が第 1 波長領域 W 1 に含まれることである。そして、より好ましくは、蛍光色素 3 3 の吸収強度が第 1 ピーク値 P 1 に対して 5 0 % 以上となる波長領域を第 1 波長領域 W 1 A とした場合、励起光 E L の波長領域の少なくとも一部が第 1 波長領域 W 1 A に含まれることである。

【 0 0 8 0 】

< 基準 [A] を満たすための条件 >

次に、図 8 を用いて基準 [A] を満たすための条件について説明を行う。ここで、図 8 は、撮像素子 4 9 の各色の画素 5 3 の分光感度特性を示したグラフである。この図 8 は、撮像素子 4 9 の各色のカラーフィルタ 5 4 R , 5 4 G , 5 4 B の分光透過率特性を実質的に示すと共に、基準 [A] を満たすための条件を示している。本明細書では、各色の画素 5 3 の分光感度特性が、各色のカラーフィルタ 5 4 R , 5 4 G , 5 4 B の分光透過率特性を表すものとして説明を行う（以下同じ）。青色のカラーフィルタ 5 4 B は分光透過率特性 6 6 B を有し、緑色のカラーフィルタ 5 4 G は分光透過率特性 6 6 G を有し、赤色のカラーフィルタ 5 4 R は分光透過率特性 6 6 R を有している。ここで、分光透過率特性 6 6 B は本発明の第 1 分光透過率特性に相当し、且つ分光透過率特性 6 6 G は本発明の第 2 分光透過率特性に相当し、両者の波長領域の一部は互いに重複している。

【 0 0 8 1 】

図 8 に示すように、分光透過率特性 6 6 B の透過率（分光感度）のピーク値を第 2 ピーク値 P 2 とし、分光透過率特性 6 6 G の透過率のピーク値を第 3 ピーク値 P 3 とする。また、分光透過率特性 6 6 B の透過率が第 2 ピーク値 P 2 に対して 6 0 % 以上となる波長領域を第 2 波長領域 W 2 とし、分光透過率特性 6 6 G の透過率が第 3 ピーク値 P 3 に対して 4 0 % 以下となる波長領域を第 3 波長領域 W 3 とする。そして、基準 [A] を満たすための第 1 条件は、励起光 E L の波長領域が第 2 波長領域 W 2 及び第 3 波長領域 W 3 に含まれることである。

【 0 0 8 2 】

なお、上述の第2波長領域W2は、分光透過率特性66Bの透過率が第2ピーク値P2に対して80%以上となる波長領域である第2波長領域W2Aであることがより好ましい。また、上述の第3波長領域W3は、分光透過率特性66Gの透過率が第3ピーク値P3に対して20%以下となる波長領域である第3波長領域W3Aであることがより好ましい。

【0083】

基準[A]を満たすための第2条件は、分光透過率特性66Gの透過率が第3ピーク値P3に対して80%以上となる波長領域を第4波長領域W4とした場合、蛍光FLの強度がピークとなる波長（ピーク波長）が第4波長領域W4に含まれることである。

【0084】

以上のように本実施形態では、上述の基準[A]及び基準[B]が満たされるように、蛍光色素33と、光源装置11から出射される励起光ELのスペクトル及び励起光ELの強度が最大となるピーク波長と、撮像素子49のカラーフィルタ54の分光透過率特性と、が選択されている。これにより、良好な蛍光画像64が得られる。

【0085】

[第1実施形態の内視鏡装置の作用]

次に、図9を用いて上記構成の内視鏡装置9の作用、特に通常観察及び蛍光観察について説明を行う。ここで、図9は、内視鏡装置9による通常観察及び蛍光観察の処理の流れ（内視鏡装置の作動方法）を示すフローチャートである。

【0086】

内視鏡装置9の各部が起動された後、術者により挿入部15が被検体内に挿入される。そして、挿入部15の先端部21が観察部位34まで到達した後、術者が内視鏡装置9のマルチフレーム機能をオン操作すると、光源装置11の光源制御部40が各半導体光源36R、36G、36Bを制御して、既述の図5又は図6に示したように白色光Wと励起光ELとを交互に切り替えて出射させる（ステップS1）。これにより、内視鏡10のライトガイド28等を介して、観察部位34に白色光Wと励起光ELとが交互に照射される。

【0087】

観察部位34に照射された白色光Wは観察部位34にて反射され、白色光Wの反射光WRが観察窓47及び集光レンズ48を通して撮像素子49の撮像面に入射する。また、観察部位34に照射された励起光ELは観察部位34に含まれる蛍光色素33を励起発光させ、蛍光色素33から発した蛍光FLが観察窓47及び集光レンズ48を通して撮像素子49の撮像面に入射する。この際に本実施形態では、上記基準[B]を満たすように、蛍光色素33と、光源装置11から出射される励起光ELの波長領域とが適切に選択されているので（図7参照）、既述の「蛍光発光強度」が十分に高くなる。

【0088】

そして、光源装置11から白色光Wと励起光ELとが交互に出射されることに応じて、撮像素子49の撮像面に反射光WRと蛍光FLとが交互に入射する。

【0089】

プロセッサ12の駆動制御部55は、駆動回路50を介して撮像素子49を駆動制御して、撮像素子49によりその撮像面に交互に入射する反射光WRと蛍光FLとを順次に撮像させる（ステップS2）。これにより、撮像素子49から反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFが交互に出力される。この際に、駆動制御部55は、既述の図5又は図6で説明したように、蛍光観察時の撮像素子49の各画素53に蓄積される電荷の蓄積時間を、通常観察時の蓄積時間よりも長くすることで、反射光撮像信号IS及び蛍光撮像信号IFの強度差を補償する。

【0090】

また、本実施形態では、上述の基準[A]が満たされるように、蛍光色素33と、光源装置11から出射される励起光ELと、撮像素子49のカラーフィルタ54の分光透過率特性と、が適切に選択されているので、既述の「センサ色分離」も良好となる。

【0091】

10

20

30

40

50

撮像素子 4 9 から交互に出力された反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F は、信号処理部 5 1 にて各種信号処理が施された後、画像信号出力部 5 2、信号ケーブル 2 9、及びコネクタ 3 0 B 等を介して、プロセッサ 1 2 の画像信号取得部 5 6 に入力される。これにより、画像信号取得部 5 6 は、内視鏡 1 0 から逐次出力される反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F を逐次取得する（ステップ S 3）。そして、画像信号取得部 5 6 は、新たに取得した反射光撮像信号 I S を観察画像生成部 6 0 に出力すると共に、新たに取得した反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F を蛍光画像生成部 6 1 へ出力する。

【 0 0 9 2 】

観察画像生成部 6 0 は、画像信号取得部 5 6 から新たな反射光撮像信号 I S を逐次取得する毎に、新たな反射光撮像信号 I S に基づき観察画像 6 3 を生成し、生成した観察画像 6 3 を表示制御部 5 8 と記憶部 5 9 とに逐次出力する（ステップ S 4）。

10

【 0 0 9 3 】

一方、蛍光画像生成部 6 1 は、画像信号取得部 5 6 から新たな反射光撮像信号 I S 及び蛍光撮像信号 I F を取得する毎に、新たな蛍光撮像信号 I F に基づき蛍光単体画像 6 4 a を生成すると共に、反射光撮像信号 I S に基づき背景画像 6 4 b を生成し、蛍光単体画像 6 4 a と背景画像 6 4 b とを合成して蛍光画像 6 4 を生成する（ステップ S 4）。そして、蛍光画像生成部 6 1 は、生成した蛍光画像 6 4 を表示制御部 5 8 と記憶部 5 9 とに逐次出力する。

【 0 0 9 4 】

表示制御部 5 8 は、観察画像生成部 6 0 及び蛍光画像生成部 6 1 からそれぞれ逐次入力される観察画像 6 3 及び蛍光画像 6 4 をモニタ 1 3 に動画表示させ、記憶部 5 9 は、観察画像生成部 6 0 及び蛍光画像生成部 6 1 からそれぞれ逐次入力される観察画像 6 3 及び蛍光画像 6 4 を記憶する（ステップ S 5）。

20

【 0 0 9 5 】

[第 1 実施形態の内視鏡装置の効果]

以上のように、第 1 実施形態の内視鏡装置 9 によれば、上述の基準 [A] 及び基準 [B] が満たされるように、蛍光色素 3 3 と、光源装置 1 1（励起光 E L）と、撮像素子 4 9 のカラーフィルタ 5 4 の分光透過率特性と、を適切に選択することにより、先端部 2 1 内に蛍光観察用のフィルタ又は励起光の強度を減少させるフィルタ等を配置することなく、良好な蛍光画像 6 4 が得られる。その結果、簡単な構成で通常観察と蛍光観察とを両立させることができる。

30

【 0 0 9 6 】

[第 2 実施形態]

< 蛍光色素：ローダミンググリーン >

上記第 1 実施形態では、蛍光色素 3 3 としてフルオレセインを用いているが、フルオレセイン以外の蛍光色素 3 3 を用いてもよい。例えば、蛍光色素 3 3 としてローダミンググリーンを用いてもよい。

【 0 0 9 7 】

図 1 0 は、ローダミンググリーンの吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフである。図 1 0 に示すように、ローダミンググリーンは、既述の図 7 に示したフルオレセインとほぼ同じ吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを有しているので、装置構成を基本的に変えることなく、フルオレセインの代わりにローダミンググリーンを用いることができる。

40

【 0 0 9 8 】

なお、既述の基準 [B] を満たすための励起光 E L の波長領域の条件は、第 1 実施形態と同様に、励起光 E L の波長領域の少なくとも一部が既述の第 1 波長領域 W 1 に含まれること、より好ましくは既述の第 1 波長領域 W 1 A に含まれることである。また、既述の基準 [B] を満たすための条件は図 8 に示した第 1 実施形態と同じであるので、具体的な説明は省略する。

【 0 0 9 9 】

< 蛍光色素：P p I X >

50

また、蛍光色素 33 として、フルオレセインよりもストークスシフトが大きいプロトポルフィリン (protoporphyrin) IX [P p I X] を用いてもよい。なお、P p I X は、光力学的診断 (Photodynamic Diagnosis : PDD) で使用される 5 - アミノレブリン酸 (5-aminolevulinic acid : 5-ALA) が細胞内で代謝系酵素により変換されたものである。

【 0 1 0 0 】

図 1 1 は、P p I X の吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフである。図 1 1 に示すように、P p I X は、青色光 B L 又は紫色光 V L (図 3 参照) で励起可能で且つ赤色の蛍光 F L を発する。このため、光源装置 1 1 に紫色光 V L を出射する半導体光源を別途設けてもよい (図 1 7 参照)。このように蛍光色素 33 として P p I X を用いる場合には、励起光 E L として青色光 B L 又は紫色光 V L、或いは両者の合成光を用いる。

10

【 0 1 0 1 】

既述の基準 [B] を満たすための励起光 E L の波長領域の条件は、第 1 実施形態と同様に、励起光 E L の波長領域の少なくとも一部が既述の第 1 波長領域 W 1 に含まれること、より好ましくは既述の第 1 波長領域 W 1 A に含まれることである。

【 0 1 0 2 】

一方、P p I X が発する蛍光 F L は赤色蛍光であるので、蛍光 F L は赤色の画素 5 3 で検出される。従って、この場合には、赤色のカラーフィルタ 5 4 R が本発明の第 2 カラーフィルタに相当し、その分光透過率特性 6 6 R が本発明の第 2 分光透過率特性に相当する。そして、分光透過率特性 6 6 B 及び分光透過率特性 6 6 R の各々の波長領域は互いに分離している。

20

【 0 1 0 3 】

図 1 2 は、撮像素子 4 9 の各色の画素 5 3 の分光感度特性を示したグラフである。この図 1 2 は、既述の図 8 と同様に撮像素子 4 9 の各色のカラーフィルタ 5 4 R、5 4 G、5 4 B の分光透過率特性を実質的に示すと共に、蛍光色素 33 として P p I X を用いた場合に基準 [A] を満たすための条件を示している。図 1 2 に示すように、蛍光色素 33 として P p I X を用いた場合には、分光透過率特性 6 6 R の透過率のピーク値を第 3 ピーク値 P 3 とする。また、分光透過率特性 6 6 R の透過率が第 3 ピーク値 P 3 に対して 40 % 以下となる波長領域を第 3 波長領域 W 3 とし、さらに第 3 ピーク値 P 3 に対して 20 % 以下となる波長領域を第 3 波長領域 W 3 A とする。また、分光透過率特性 6 6 R の透過率が第 3 ピーク値 P 3 に対して 80 % 以上となる波長領域を第 4 波長領域 W 4 とする。

30

【 0 1 0 4 】

従って、第 1 実施形態と同様に、基準 [A] を満たすための第 1 条件は、励起光 E L の波長領域が第 2 波長領域 W 2 及び第 3 波長領域 W 3 に含まれることであり、基準 [A] を満たすための第 2 条件は、蛍光 F L の強度がピークとなる波長 (ピーク波長) が第 4 波長領域 W 4 に含まれることである。なお、第 2 波長領域 W 2 は第 2 波長領域 W 2 A であり、第 3 波長領域 W 3 は第 3 波長領域 W 3 A であることがより好ましい。

【 0 1 0 5 】

このように蛍光色素 33 として P p I X を用いた場合においても、上述の基準 [A] 及び基準 [B] が満たされるように、光源装置 1 1 から出射される励起光 E L のスペクトル及び励起光 E L の強度が最大となるピーク波長と、撮像素子 4 9 のカラーフィルタ 5 4 の分光透過率特性と、を選択することにより、良好な蛍光画像 6 4 が得られる。特に励起光 E L (青色光 B L) と、赤色の蛍光 F L との波長領域は分離しているので、撮像素子 4 9 で検出する際の色分離が良好となり、良好な蛍光画像 6 4 が得られる。

40

【 0 1 0 6 】

< 蛍光色素 : S Y P R O Red >

また、蛍光色素 33 として、上述のフルオレセイン等の代わりに「S Y P R O Red」を用いてもよい。

【 0 1 0 7 】

図 1 3 は、S Y P R O Red の吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを示したグラフである。図 1 3 に示すように、S Y P R O Red は、吸収ピーク波長が約 550 nm であ

50

り、励起光 E L として緑色光 G L を吸収して波長が約 630 nm の蛍光 F L (赤色蛍光) を発する。従って、蛍光色素 33 として S Y P R O Red を用いた場合には、緑色のカラーフィルタ 54 G が本発明の第 1 カラーフィルタに相当し、その分光透過率特性 66 G が本発明の第 1 分光透過率特性に相当する。また、赤色のカラーフィルタ 54 R が本発明の第 2 カラーフィルタに相当し、その分光透過率特性 66 R が本発明の第 2 分光透過率特性に相当する。

【0108】

既述の基準 [B] を満たすための励起光 E L (緑色光 G L) の波長領域の条件は、第 1 実施形態と同様に、励起光 E L の波長領域の少なくとも一部が既述の第 1 波長領域 W 1 に含まれること、より好ましくは既述の第 1 波長領域 W 1 A に含まれることである。

10

【0109】

図 14 は、撮像素子 49 の各色の画素 53 の分光感度特性を示したグラフである。この図 14 は、既述の図 8 と同様に撮像素子 49 の各色のカラーフィルタ 54 R, 54 G, 54 B の分光透過率特性を実質的に示すと共に、蛍光色素 33 として S Y P R O Red を用いた場合に基準 [A] を満たすための条件を示している。

【0110】

図 14 に示すように、蛍光色素 33 として S Y P R O Red を用いた場合には、分光透過率特性 66 G の透過率のピーク値を第 2 ピーク値 P 2 とし、分光透過率特性 66 R の透過率のピーク値を第 3 ピーク値 P 3 とする。また、分光透過率特性 66 B の透過率が第 2 ピーク値 P 2 に対して 60% 以上となる波長領域を第 2 波長領域 W 2 とし、第 2 ピーク値 P 2 に対して 80% 以上となる波長領域を第 2 波長領域 W 2 A とする。さらに、分光透過率特性 66 R の透過率が第 3 ピーク値 P 3 に対して 40% 以下となる波長領域を第 3 波長領域 W 3 とし、第 3 ピーク値 P 3 に対して 20% 以下となる波長領域を第 3 波長領域 W 3 A とする。さらにまた、分光透過率特性 66 R の透過率が第 3 ピーク値 P 3 に対して 80% 以上となる波長領域を第 4 波長領域 W 4 とする。

20

【0111】

従って、第 1 実施形態と同様に、基準 [A] を満たすための第 1 条件は、励起光 E L として用いられる緑色光 G L の波長領域が少なくとも第 2 波長領域 W 2 及び第 3 波長領域 W 3 に含まれることであり、基準 [A] を満たすための第 2 条件は、蛍光 F L の強度がピークとなる波長 (ピーク波長) が第 4 波長領域 W 4 に含まれることである。なお、第 2 波長領域 W 2 は第 2 波長領域 W 2 A であり、第 3 波長領域 W 3 は第 3 波長領域 W 3 A であることがより好ましい。

30

【0112】

このように蛍光色素 33 として S Y P R O Red を用いた場合においても、上述の基準 [A] 及び基準 [B] が満たされるように、光源装置 11 から出射される励起光 E L のスペクトル及び励起光 E L の強度が最大となるピーク波長と、撮像素子 49 のカラーフィルタ 54 の分光透過率特性と、を選択することにより良好な蛍光画像 64 が得られる。

【0113】

< S Y P R O Red を用いる場合の光源装置の変形例 >

なお、蛍光色素 33 として S Y P R O Red を用いる場合には、励起光 E L として緑色光 G L を用いるが、既述の図 8 に示したように、緑色光 G L の中で一定以上の波長領域の光は赤色のカラーフィルタ 54 R を透過するため、励起光 E L (緑色光 G L) が蛍光 F L と同様に赤色の画素 53 で検出されてしまう。その結果、励起光 E L と蛍光 F L との分離が困難、すなわち既述の「センサ色分離」が悪化するおそれがあり、さらに蛍光 F L を検出する際の S / N 比 (signal-to-noise ratio) が悪化するおそれがある。

40

【0114】

図 15 は、蛍光色素 33 として S Y P R O Red を用いる場合の光源装置 11 の変形例を示したブロック図である。図 15 に示すように、光源装置 11 の半導体光源 36 G から出射される緑色光 G L (励起光 E L) の光路上には、緑色光 G L の波長領域を制限するバンドパスフィルタ等の波長制限フィルタ 68 が挿脱自在に配置される。この波長制限フ

50

フィルタ 68 は、不図示のフィルタ移動機構により、蛍光観察時には緑色光 G L (励起光 E L) の光路上に配置され、通常観察時には緑色光 G L の光路上から退避される。

【 0 1 1 5 】

図 16 は、波長制限フィルタ 68 の透過率波長特性を説明するための説明図である。図 16 に示すように、波長制限フィルタ 68 は、半導体光源 36 G から出射される緑色光 G L (励起光 E L) の波長領域を制限して、例えば中心波長が約 550 nm の狭帯域光である狭帯域緑色光 G L x (狭帯域励起光 E L x) のみを透過させる。この狭帯域緑色光 G L x (狭帯域励起光 E L x) の波長領域は、赤色のカラーフィルタ 54 R での透過率が低い波長領域 (図 8 参照) であれば特に限定はされない。

【 0 1 1 6 】

このように、蛍光観察時には波長制限フィルタ 68 を介して狭帯域励起光 E L x を観察部位 34 に照射するので、狭帯域励起光 E L x が赤色の画素 53 で検出されることがほぼ防止される。その結果、狭帯域励起光 E L x と蛍光 F L との分離がなされて、既述の「センサ色分離」が良好となり、さらに蛍光 F L を検出する場合の S / N 比も良好になる。また、配置スペースに余裕がない内視鏡 10 の先端部 21 内ではなく、比較的 configuration スペースに余裕のある光源装置 11 内に波長制限フィルタ 68 を配置すればよいので、簡単な構成で実現可能である。

【 0 1 1 7 】

なお、半導体光源 36 G から出射される緑色光 G L の光路上に波長制限フィルタ 68 を挿脱自在に配置する代わりに、半導体光源 36 G として、予め波長制限された狭帯域緑色光 G L x (狭帯域励起光 E L x) を出射する狭帯域光源を配置してもよい。

【 0 1 1 8 】

[第 3 実施形態]

次に、本発明の第 3 実施形態の内視鏡装置 9 A について説明する。上記第 1 実施形態では、本発明の照明光観察として、観察部位 34 で反射された白色光 W の反射光 W R、すなわち観察部位 34 の白色光像を観察する通常観察を行っている。これに対して、第 3 実施形態では、本発明の照明光観察として、通常観察に加えて、波長制限された狭帯域光を用いて観察部位 34 の表層血管像及び中層血管像を観察する狭帯域光観察を行う。この狭帯域光観察は、既述の蛍光観察と同時に行われる。なお、第 3 実施形態では、蛍光色素 33 として、緑色光 G L を励起光 E L として吸収して赤色の蛍光 F L (赤色蛍光) を発する既述の S Y P R O Red 等が用いられる。

【 0 1 1 9 】

図 17 は、第 3 実施形態の内視鏡装置 9 A の構成を示すブロック図である。図 17 に示すように、内視鏡装置 9 A は、上記各実施形態とは異なる光源装置 11 A 及びプロセッサ 12 A を備える点を除けば、上記各実施形態の内視鏡装置 9 と基本的に同じ構成である。このため、上記各実施形態と機能又は構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

【 0 1 2 0 】

光源装置 11 A は、既述の半導体光源 36 G、36 B と並列に紫色光 V L を出射する半導体光源 36 V が設けられていると共に、紫色光 V L の光路と赤色光 R L の光路との交差点にダイクロイックフィルタ 70 が配置されている点を除けば、既述の図 15 に示した光源装置 11 と基本的に同じ構成である。

【 0 1 2 1 】

ダイクロイックフィルタ 70 は、通常観察時において、ダイクロイックフィルタ 38 から入射した赤色光 R L 及び緑色光 G L 及び青色光 B L を透過し、且つ半導体光源 36 V から入射した紫色光 V L をレンズ 39 に向けて反射する。また、ダイクロイックフィルタ 70 は、蛍光観察時及び狭帯域光観察時において、ダイクロイックフィルタ 38 から入射した狭帯域緑色光 G L x を透過し、且つ半導体光源 36 V から入射した紫色光 V L をレンズ 39 に向けて反射する。

【 0 1 2 2 】

10

20

30

40

50

図 18 は、通常観察を行う場合に光源装置 11A から出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフであり、図 19 は、蛍光観察及び狭帯域光観察を行う場合に光源装置 11A から出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフである。

【0123】

図 18 に示すように、第 3 実施形態の光源制御部 40 は、通常観察を行う場合に各半導体光源 36R, 36G, 36B, 36V を同時に作動させる。この場合には、既述の波長制限フィルタ 68 が緑色光 GL の光路上から退避されている。これにより、光源装置 11A から赤色光 RL と緑色光 GL と青色光 BL と紫色光 VL とを含む白色光 W が出射され、内視鏡 10 のライトガイド 28 等を介して観察部位 34 に照射される。そして、観察部位 34 にて反射された白色光 W の反射光 WR が内視鏡 10 の撮像素子 49 で撮像され、反射光撮像信号 IS がプロセッサ 12A へ出力される。

10

【0124】

一方、図 19 に示すように、第 3 実施形態の光源制御部 40 は、蛍光観察及び狭帯域光観察を行う場合には、2 種類の各半導体光源 36G, 36V を同時に作動させる。また、この場合には、既述の波長制限フィルタ 68 が緑色光 GL の光路上に挿入される。これにより、光源装置 11A から紫色光 VL 及び狭帯域緑色光 GLx (狭帯域励起光 ELx) が出射され、内視鏡 10 のライトガイド 28 等を介して観察部位 34 に照射される。

【0125】

この際に、狭帯域励起光 ELx により観察部位 34 内の蛍光色素 33 が励起発光され、赤色の蛍光 FL が発生する。また、狭帯域の紫色光 VL が観察部位 34 で反射され、観察部位 34 の表層血管像の像光である反射光 VR が発生する。さらに、狭帯域緑色光 GLx (狭帯域励起光 ELx) が観察部位 34 で反射され、観察部位 34 の中層血管像の像光である反射光 GR が発生する。なお、表層血管像及び中層血管像を得る狭帯域光観察は、公知技術であるので、ここでは原理についての説明は省略する。そして、蛍光 FL 及び反射光 VR, GR の合成光が内視鏡 10 の撮像素子 49 で撮像され、合成光撮像信号 IC がプロセッサ 12A へ出力される。

20

【0126】

そして、第 3 実施形態の光源制御部 40 では、通常観察と、蛍光観察及び狭帯域光観察とを同時に (並行して) 行うため、第 1 実施形態と同様に、白色光 W の出射と、紫色光 VL 及び狭帯域緑色光 GLx (狭帯域励起光 ELx) の出射と、を交互に切り替える。これにより、撮像素子 49 は反射光撮像信号 IS 及び合成光撮像信号 IC を交互にプロセッサ 12A へ出力する。

30

【0127】

図 17 に戻って、プロセッサ 12A は、画像生成部 57 が既述の観察画像生成部 60 及び蛍光画像生成部 61 の他に、狭帯域光画像生成部 72 として機能する点を除けば、上記各実施形態のプロセッサ 12 と基本的に同じ構成である。

【0128】

第 3 実施形態の観察画像生成部 60 は、上記各実施形態と同様に画像信号取得部 56 から新たな反射光撮像信号 IS を取得する毎に、新たな反射光撮像信号 IS に基づき観察画像 63 を生成して、生成した観察画像 63 を表示制御部 58 と記憶部 59 とに逐次出力する。

40

【0129】

一方、第 3 実施形態の蛍光画像生成部 61 は、画像信号取得部 56 から新たな反射光撮像信号 IS 及び合成光撮像信号 IC を取得する毎に、新たな反射光撮像信号 IS 及び合成光撮像信号 IC に基づき蛍光画像 64 を生成する。また、狭帯域光画像生成部 72 は、画像信号取得部 56 から新たな合成光撮像信号 IC を取得する毎に、新たな合成光撮像信号 IC に基づき、観察部位 34 の表層血管像及び中層血管像、すなわち、観察部位 34 の血管強調画像である狭帯域光画像 74 を生成する。

【0130】

図 20 は、蛍光画像生成部 61 による蛍光画像 64 の生成と、狭帯域光画像生成部 72

50

による狭帯域光画像 7 4 の生成との一例を説明するための説明図である。図 2 0 に示すように、反射光撮像信号 I S は、撮像素子 4 9 の赤色の画素 5 3 で取得された信号成分 R 1 と、緑色の画素 5 3 で取得された信号成分 G 1 と、青色の画素 5 3 で取得された信号成分 B 1 と、を含む。また、合成光撮像信号 I C は、撮像素子 4 9 の赤色の画素 5 3 で取得された信号成分 R 2 と、緑色の画素 5 3 で取得された信号成分 G 2 と、青色の画素 5 3 で取得された信号成分 B 2 と、を含む。

【 0 1 3 1 】

蛍光画像生成部 6 1 は、画像信号取得部 5 6 から取得した合成光撮像信号 I C の信号成分 R 2、すなわち赤色の蛍光 F L を赤色の画素 5 3 で撮像した信号成分 R 2 に基づき、既述の蛍光単体画像 6 4 a を生成する。また、蛍光画像生成部 6 1 は、画像信号取得部 5 6 から取得した反射光撮像信号 I S の信号成分 R 1、G 1、B 1 に基づき、既述の背景画像 6 4 b を生成する。そして、蛍光画像生成部 6 1 は、蛍光単体画像 6 4 a (信号成分 R 2) と背景画像 6 4 b (信号成分 R 1、G 1、B 1) とを合成して、モニタ 1 3 の R G B チャンネル (不図示) に出力する信号成分 R f、G f、B f を生成する。これにより、信号成分 R f、G f、B f により構成される蛍光画像 6 4 が生成され、蛍光画像生成部 6 1 から表示制御部 5 8 と記憶部 5 9 とへ逐次出力される。

【 0 1 3 2 】

一方、狭帯域光画像生成部 7 2 は、画像信号取得部 5 6 から取得した合成光撮像信号 I C の信号成分 G 2、B 2、すなわち観察部位 3 4 の表層血管像及び中層血管像の各々の像光を緑色及び青色の画素 5 3 でそれぞれ撮像した信号成分 G 2、B 2 に基づき、疑似カラー化処理、すなわち、モニタ 1 3 の R G B チャンネル (不図示) に出力する信号成分 R b、G b、B b を生成する。なお、信号成分 R b、G b、B b の具体的な生成方法は公知技術であるので、ここでは具体的な説明は省略する。これにより、信号成分 R b、G b、B b により構成される狭帯域光画像 7 4 が生成され、狭帯域光画像生成部 7 2 から表示制御部 5 8 と記憶部 5 9 とへ逐次出力される。

【 0 1 3 3 】

図 1 7 に戻って、第 3 実施形態の表示制御部 5 8 は、観察画像生成部 6 0、蛍光画像生成部 6 1、及び狭帯域光画像生成部 7 2 からそれぞれ逐次入力される観察画像 6 3 と蛍光画像 6 4 と狭帯域光画像 7 4 とをモニタ 1 3 に逐次出力して、モニタ 1 3 に各画像を同時表示又は時間をずらして交互表示させる。なお、具体的な表示方法は特に限定はされない。また、第 3 実施形態の記憶部 5 9 は、観察画像生成部 6 0、蛍光画像生成部 6 1、及び狭帯域光画像生成部 7 2 からそれぞれ逐次入力される観察画像 6 3 と蛍光画像 6 4 と狭帯域光画像 7 4 とを記憶する。これにより、第 3 実施形態においてもマルチフレーム機能が実現される。

【 0 1 3 4 】

以上のように、第 3 実施形態では、赤色のカラーフィルタ 5 4 R (第 2 カラーフィルタ) の透過率が低い緑色の狭帯域励起光 E L x を、蛍光観察だけでなく狭帯域光観察に用いることで、狭帯域光画像 7 4 の取得と同時に、良好な蛍光画像 6 4 を取得することができる。その結果、簡単な構成で通常観察と蛍光観察と狭帯域光観察との全てを実行することができる。

【 0 1 3 5 】

[第 4 実施形態]

本発明の第 4 実施形態の内視鏡装置 9 B について説明する。上記第 3 実施形態の内視鏡装置 9 A は、通常観察と蛍光観察と狭帯域光観察とを行う。これに対して、第 4 実施形態の内視鏡装置 9 B は、通常観察、蛍光観察、及び狭帯域光観察に加えて、酸素飽和度を判別可能に表示する酸素飽和度画像 8 0 を取得及び観察する酸素飽和度観察を行う。なお、第 4 実施形態では、蛍光色素 3 3 としてフルオレセイン等を用いる。

【 0 1 3 6 】

図 2 1 は、第 4 実施形態の内視鏡装置 9 B の構成を示すブロック図である。この内視鏡装置 9 B は、既述の通常観察を行う通常観察モード、蛍光観察を行う蛍光観察モード、及

10

20

30

40

50

び狭帯域光観察を行う狭帯域光観察モードの他に、酸素飽和度観察を行う酸素飽和度観察モードを含む４種類の観察モードを有している。

【０１３７】

図２１に示すように、内視鏡装置９Ｂは、上記各実施形態とは異なる光源装置１１Ｂ及びプロセッサ１２Ｂを備える点を除けば、上記各実施形態の内視鏡装置９、９Ａと基本的に同じ構成である。このため、上記各実施形態と機能又は構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

【０１３８】

光源装置１１Ｂは、半導体光源３６Ｇと半導体光源３６Ｖとの間に設けられた２種類の半導体光源３６Ｂ１、３６Ｂ２と、長波長カットフィルタ８２と、短波長カットフィルタ８３と、ダイクロイックフィルタ３８Ａと、を備える点を除けば、既述の図１７に示した第３実施形態の光源装置１１Ａと基本的に同じ構成である。

【０１３９】

長波長カットフィルタ８２は、半導体光源３６Ｂ１から出射される青色光ＢＬの光路上に配置され、この半導体光源３６Ｂ１と共に本発明の第２半導体光源を構成する。短波長カットフィルタ８３は、半導体光源３６Ｂ２から出射される青色光ＢＬの光路上に配置され、この半導体光源３６Ｂ２と共に本発明の第３半導体光源を構成する。なお、半導体光源３６Ｖは、本発明の第１半導体光源に相当する。

【０１４０】

図２２は、長波長カットフィルタ８２及び短波長カットフィルタ８３をそれぞれ透過する光を説明するための説明図である。図２２の上段に示すように、長波長カットフィルタ８２は、青色光ＢＬの波長領域の中で予め定めた波長（例えば中心波長）よりも長波長側をカットした短波長側の波長領域の第１青色光ＢＬ１を透過する。また、図２２の下段に示すように、短波長カットフィルタ８３は、青色光ＢＬの波長領域の中で予め定めた波長よりも短波長側をカットした長波長側の波長領域の第２青色光ＢＬ２を透過する。

【０１４１】

図２１に戻って、長波長カットフィルタ８２を透過した第１青色光ＢＬ１は、ダイクロイックフィルタ３８により反射され、既述の赤色光ＲＬ及び緑色光ＧＬと共にダイクロイックフィルタ３８Ａに入射する。

【０１４２】

ダイクロイックフィルタ３８Ａは、短波長カットフィルタ８３を透過した第２青色光ＢＬ２の光路と赤色光ＲＬの光路との交差点に配置されている。ダイクロイックフィルタ３８Ａは、ダイクロイックフィルタ３８から入射される赤色光ＲＬ、緑色光ＧＬ、及び第１青色光ＢＬ１を透過し、且つ短波長カットフィルタ８３から入射される第２青色光ＢＬ２をダイクロイックフィルタ７０に向けて反射する。

【０１４３】

なお、上記第３実施形態と同様に、半導体光源３６Ｇから出射される緑色光ＧＬの光路上に波長制限フィルタ６８（図１７参照）を挿脱自在に配置して、狭帯域光観察モード時に波長制限フィルタ６８を緑色光ＧＬの光路上に挿入してもよい。

【０１４４】

図２３は、第４実施形態の各観察モードで光源装置１１Ｂから出射される各色光の分光特性の一例を示したグラフである。

【０１４５】

図２３の上段に示すように、第４実施形態の光源制御部４０は、通常観察モード時には半導体光源３６Ｂ２を除く各半導体光源３６Ｒ、３６Ｇ、３６Ｂ１、３６Ｖを同時に作動させる。これにより、光源装置１１Ｂから赤色光ＲＬと緑色光ＧＬと第１青色光ＢＬ１と紫色光ＶＬとを含む白色光Ｗが出射され、内視鏡１０のライトガイド２８等を介して観察部位３４に照射される。そして、観察部位３４にて反射された白色光Ｗの反射光ＷＲ（図１７参照）が内視鏡１０の撮像素子４９で撮像され、反射光撮像信号ＩＳがプロセッサ１２Ｂへ出力される。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 6 】

なお、図示は省略するが、第4実施形態の光源制御部40は、狭帯域光観察モード時には半導体光源36B1、36Vのいずれか一方、或いは両方を作動させる。これにより、光源装置11Bから狭帯域光である第1青色光BL1又は紫色光VLが出射され、内視鏡10のライトガイド28等を介して観察部位34に照射される。そして、観察部位34にて反射された反射光VR(図17参照)が内視鏡10の撮像素子49で撮像され、反射光撮像信号(不図示)がプロセッサ12Bへ出力される。

【 0 1 4 7 】

この際に既述の第3実施形態と同様に、波長制限フィルタ68を用いて観察部位34に狭帯域緑色光GLxを照射して、狭帯域緑色光GLxの反射光GR(図17参照)を撮像素子49で撮像してもよい。

10

【 0 1 4 8 】

図23の中段に示すように、第4実施形態の光源制御部40は、本発明の特殊出射モードに相当する酸素飽和度観察モード時には、半導体光源36B1を除く各半導体光源36R、36G、36B2、36Vの作動と、半導体光源36B2のみの作動と、を切り替えて行う。これにより、光源装置11Bから、赤色光RL、緑色光GL、第2青色光BL2、及び紫色光VLを含む白色光Wと、第2青色光BL2とが切り替えて出射され、内視鏡10のライトガイド28等を介して観察部位34に照射される。

【 0 1 4 9 】

そして、観察部位34にて反射された白色光Wの反射光WR(図17参照)と、第2青色光BL2の反射光(不図示)とが内視鏡10の撮像素子49で撮像される。これにより、反射光WRの反射光撮像信号ISと、第2青色光BL2の反射光を撮像した青色反射光撮像信号ISb(図21参照)とがプロセッサ12Bへ出力される。

20

【 0 1 5 0 】

図23の下段に示すように、第4実施形態の光源制御部40は、蛍光観察モード時には、半導体光源36B1、36B2を作動又は半導体光源36B1、36B2、36Vを作動させる。これにより、光源装置11Bから青色光BL(第1青色光BL1+第2青色光BL2)、又は青色光BL及び紫色光VLが励起光ELとして出射され、内視鏡10のライトガイド28等を介して観察部位34に照射される。これにより、半導体光源36B1、36B2、36Vを作動させる場合には、紫色及び青色を含む青色系の波長領域に含まれる3種類の励起光ELであって、互いにピーク波長が異なる3種類の励起光ELが観察部位34に照射される。3種類の励起光ELとも、蛍光色素に吸収され、蛍光強度が大きくなる。なお、励起光ELの種類は、3種類に限定されるものではなく、青色系の波長領域に含まれる3種類以上であってもよい。

30

【 0 1 5 1 】

そして、励起光ELにより観察部位34内の蛍光色素33が励起発光されて蛍光FL(図17参照)が発生し、この蛍光FLが内視鏡10の撮像素子49で撮像され、蛍光撮像信号IF(図2、図21参照)がプロセッサ12Bへ出力される。

【 0 1 5 2 】

なお、既述の通り蛍光画像64の生成には、反射光撮像信号ISに基づき生成された背景画像64bが必要となるので、第4実施形態の光源制御部40は、蛍光観察モード時に、既述の第1実施形態と同様に光源装置11Bから白色光Wを出射させる。これにより、蛍光観察モード時においても、反射光撮像信号ISがプロセッサ12Bへ出力される。

40

【 0 1 5 3 】

図21に戻って、プロセッサ12Bは、画像生成部57が既述の観察画像生成部60、蛍光画像生成部61、及び狭帯域光画像生成部72の他に、酸素飽和度画像生成部85として機能する点を除けば、上記第3実施形態のプロセッサ12A(図17参照)と基本的に同じ構成である。

【 0 1 5 4 】

第4実施形態の観察画像生成部60は、通常観察モード時において、前述の第1実施形

50

態と同様に、画像信号取得部 56 から取得した反射光撮像信号 IS に基づき観察画像 63 を生成する。また、蛍光画像生成部 61 は、蛍光観察モード時において、前述の第 1 実施形態と同様に、画像信号取得部 56 から取得した蛍光撮像信号 IF 及び反射光撮像信号 IS に基づき蛍光画像 64 を生成する。さらに、狭帯域光画像生成部 72 は、狭帯域光観察モード時において、反射光 VR を撮像して得られた反射光撮像信号（不図示）、又は前述の第 3 実施形態と同様に反射光 VR, GR を撮像して得られた反射光撮像信号（不図示）に基づき、狭帯域光画像 74 を生成する。

【0155】

一方、酸素飽和度画像生成部 85 は、酸素飽和度観察モード時において、画像信号取得部 56 から取得した青色反射光撮像信号 ISb に基づき観察部位 34 の酸素飽和度を算出し、この酸素飽和度の算出結果と、画像信号取得部 56 から取得した反射光撮像信号 IS とに基づき、観察部位 34 の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像 80 を生成する。なお、酸素飽和度画像 80 の具体的な生成方法は公知技術であるので、ここでは具体的な説明は省略する。

10

【0156】

各観察モードでそれぞれ生成された観察画像 63、蛍光画像 64、狭帯域光画像 74、及び酸素飽和度画像 80 は、それぞれ表示制御部 58 及び記憶部 59 へ出力され、モニタ 13 に表示されると共に記憶部 59 に記憶される。

【0157】

図 24 は、第 4 実施形態の内視鏡装置 9B による各観察モード時の処理の流れの一例を示したフローチャートである。図 24 に示すように、内視鏡装置 9B が通常観察モードである場合（ステップ S10 で YES）、光源制御部 40 の制御の下、光源装置 11B から赤色光 RL と緑色光 GL と第 1 青色光 BL1 と紫色光 VL とを含む白色光 W が出射され（図 22 の上段参照）、この白色光 W が観察部位 34 に照射される（ステップ S11）。これにより、観察部位 34 で反射された白色光 W の反射光 WR が内視鏡 10 の撮像素子 49 で撮像され、反射光撮像信号 IS がプロセッサ 12B へ出力される。そして、プロセッサ 12B の観察画像生成部 60 にて観察画像 63 が生成され、この観察画像 63 が表示制御部 58 によりモニタ 13 に表示されると共に、記憶部 59 に記憶される（ステップ S12）。

20

【0158】

また、内視鏡装置 9B が狭帯域光観察モードである場合（ステップ S10 で YES）、光源制御部 40 の制御の下、光源装置 11B から狭帯域光である第 1 青色光 BL1 又は紫色光 VL（さらに必要に応じて狭帯域緑色光 GLx）が出射され、狭帯域光が観察部位 34 に照射される（ステップ S11）。これにより、観察部位 34 で反射された狭帯域光の反射光（不図示）が内視鏡 10 の撮像素子 49 で撮像され、反射光撮像信号（不図示）がプロセッサ 12B へ出力される。そして、プロセッサ 12B の狭帯域光画像生成部 72 にて狭帯域光画像 74 が生成され、この狭帯域光画像 74 が表示制御部 58 によりモニタ 13 に表示されると共に、記憶部 59 に記憶される（ステップ S12）。

30

【0159】

さらに、内視鏡装置 9B が酸素飽和度観察モードである場合（ステップ S10 で NO、ステップ S13 で YES）、光源制御部 40 の制御の下、光源装置 11B から赤色光 RL、緑色光 GL、第 2 青色光 BL2、及び紫色光 VL を含む白色光 W と、第 2 青色光 BL2 とが切り替えて出射され（図 22 の中段参照）、観察部位 34 に照射される（ステップ S14）。これにより、白色光 W の反射光 WR と、第 2 青色光 BL2 の反射光（不図示）とが内視鏡 10 の撮像素子 49 で撮像され、反射光撮像信号 IS と青色反射光撮像信号 ISb とがプロセッサ 12B へ出力される。そして、プロセッサ 12B の酸素飽和度画像生成部 85 にて酸素飽和度画像 80 が生成され、この酸素飽和度画像 80 が表示制御部 58 によりモニタ 13 に表示されると共に、記憶部 59 に記憶される（ステップ S15）。

40

【0160】

さらにまた、内視鏡装置 9B が蛍光観察モードである場合（ステップ S10, S13 で

50

NO、ステップS16)、光源制御部40の制御の下、光源装置11Bから青色光BL、又は青色光BL及び紫色光VLが励起光ELとして出射され、励起光ELが観察部位34に照射される(ステップS17)。これにより、観察部位34の蛍光色素33から生じた蛍光FLが内視鏡10の撮像素子49で撮像され、蛍光撮像信号IFがプロセッサ12Bへ出力される。なお、既述の第1実施形態と同様に、光源装置11Bからの白色光Wの出射と、反射光WRの撮像と、反射光撮像信号ISのプロセッサ12Bへの出力とが実行される。そして、プロセッサ12Bの蛍光画像生成部61にて蛍光画像64が生成され、この蛍光画像64が表示制御部58によりモニタ13に表示されると共に、記憶部59に記憶される(ステップS18)。

【0161】

以下、内視鏡装置9Bによる観察が終了するまで、上記の各ステップの処理が繰り返し実行される(ステップS19)。

【0162】

なお、内視鏡装置9Bの各観察モードを連続して繰り返し実行してもよい。これにより、第4実施形態においても、モニタ13に各画像を同時表示又は切替表示させると共に、記憶部59に各画像を記憶させるマルチフレーム機能が実現される。

【0163】

以上のように、第4実施形態の内視鏡装置9Bでは、光源装置11Bから第1青色光BL1及び第2青色光BL2を選択的に出射可能にすることで、通常観察モード、蛍光観察モード、及び狭帯域光観察モードに加えて、酸素飽和度観察モードを実行することができる。そして、第1青色光BL1及び第2青色光BL2を選択的に出射可能にするためには、比較的、配置スペースに余裕のある光源装置11B内に2種類の半導体光源36B1、36B2と、長波長カットフィルタ82と、短波長カットフィルタ83とを配置すればよいので、各観察を簡単な構成で実現することができる。

【0164】

なお、第4実施形態では、光源装置11Bに半導体光源36R、36G、36B1、36B2、36Vの計5種類の光源を設けているが、半導体光源36Rを除いた4種類の光源を設けてもよい。

【0165】

[実施例]

以下、本発明について行った実施例(比較例)を示し、本発明を具体的に説明する。ただし、本発明はこれらの実施例(比較例)に限定されるものではない。なお、実施例1~27の中で実施例6、7、9~11、24、26は比較例である。

【0166】

図25は、各実施例で用いられる光源装置11から出射される光の分光特性を示したグラフである。図26は、各実施例で用いられる撮像素子49の各画素53の分光感度、すなわちカラーフィルタ54の分光透過率特性を実質的に示したグラフである。図27は、実施例1から実施例11(実施例12から実施例22も同様)で光源装置11から出射される励起光ELの波長領域を説明するための説明図である。また、図28は、実施例23から実施例27で光源装置11から出射される励起光ELの波長領域を説明するための説明図である。

【0167】

光源装置11として、各実施例では、図25の上段に示した分光特性を有するレーザー光源である「光源A」と、図25の下段に示した分光特性を有するLED光源である「光源B」とを用いた(後述の図29及び図30参照)。後述の図29及び図30に示すように、「光源A」は光力学診断(Photodynamic diagnosis:PDD)に用いられるPDD光を出射する。「光源B」は紫色光(V光)及び青色光(B光)[第1青色光BL1(BL1光)及び第2青色光BL2(BL2光)を含む]などを出射する。

【0168】

また、実施例9では中心波長400nmの励起光ELを出射するLED光源を用い、実

10

20

30

40

50

施例 10 及び実施例 11 では中心波長 490 nm の励起光 E L を出射する L E D 光源を用いた（後述の図 29 及び図 30 参照）。さらに、実施例 26 及び実施例 27 では波長領域が 520 ~ 550 nm の緑色光（G 光）を励起光 E L として出射する G L E D 光源を用いた（後述の図 29 及び図 30 参照）。そして、実施例 27 では、既述の図 15 に示した波長制限フィルタ 68（図 30 の「フィルタ」）を設けて、狭帯域緑色光 G L x（狭帯域励起光 E L x：図 16 参照）を出射した。

【0169】

撮像素子 49 として、各実施例では、図 26 に示した分光特性を有する「センサ A」と、「センサ B」と、「センサ C」と、「センサ D」とを用いた（後述の図 29 及び図 30 参照）。

10

【0170】

励起光 E L として、各実施例では、図 27 及び図 28 に示した波長領域の励起光 E L を観察部位 34 に照射した（後述の図 29 及び図 30 参照）。なお、実施例 12 から実施例 22 で使用される励起光 E L は、実施例 1 から実施例 11 でそれぞれ使用される励起光 E L と同じであるので、図 28 では図示は省略している。また、各励起光 E L のピーク波長は、後述の図 29 及び図 30 に記載の通りである。

【0171】

蛍光色素 33 として、実施例 1 から実施例 11 では既述の図 7 に示した吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを有するフルオレセインを用いた。また、実施例 12 から実施例 22 では、蛍光色素 33 として、既述の図 10 に示した吸収スペクトル及び蛍光スペクトルを有するロンダミングリーンを用いた。さらに、実施例 23 から実施例 25 では、蛍光色素 33 として、既述の図 11 に示した吸収スペクトルを有する P p I X を用いた。さらにまた、実施例 26 及び実施例 27 では、蛍光色素 33 として、既述の図 13 に示した吸収スペクトルを有する S Y P R O R e d を用いた。

20

【0172】

図 29 は、実施例 1 ~ 実施例 11 の条件及び評価結果を説明するための説明図である。また、図 30 は、実施例 12 から実施例 27 の条件及び評価結果を説明するための説明図である。なお、図 30 において実施例 12 から実施例 22 までは、図 29 に示した実施例 1 から実施例 11 までの条件及び評価結果と同じになるため、図示は省略している。

【0173】

図 29 及び図 30 において「第 1 波長領域の条件」は、既述の第 1 ピーク値 P 1 を基準とした蛍光色素 33 の吸収スペクトルの第 1 波長領域 W 1 の範囲を示した条件である。例えば、「第 1 波長領域の条件」が 10 % 以上の場合、第 1 波長領域 W 1 は、蛍光色素 33 の吸収強度が第 1 ピーク値 P 1 に対して 10 % 以上となる波長領域になる。この「第 1 波長領域の条件」は、既述の基準 [B]、すなわち「蛍光発光強度」に寄与する。

30

【0174】

「第 2 波長領域の条件」は、既述の第 2 ピーク値 P 2 を基準としたカラーフィルタ 54 の分光透過率特性（第 1 分光透過率特性）の第 2 波長領域 W 2 の範囲を示した条件である。例えば、「第 2 波長領域の条件」が 60 % 以上の場合、第 2 波長領域 W 2 は、分光透過率特性（第 1 分光透過率特性）の透過率が第 2 ピーク値 P 2 に対して 60 % 以上となる波長領域になる。この「第 2 波長領域の条件」は、既述の基準 [A]、すなわち「センサ色分離」に寄与する。

40

【0175】

「第 3 波長領域の条件」は、既述の第 3 ピーク値 P 3 を基準としたカラーフィルタ 54 の分光透過率特性（第 2 分光透過率特性）の第 3 波長領域 W 3 の範囲を示した条件である。例えば、「第 3 波長領域の条件」が 40 % 以下よりも大きい場合、第 3 波長領域 W 3 は、分光透過率特性（第 2 分光透過率特性）の透過率が第 3 ピーク値 P 3 に対して 40 % 以下となる波長領域である。この「第 3 波長領域の条件」は、既述の基準 [A]、すなわち「センサ色分離」に寄与する。

【0176】

50

「第4波長領域の条件」は、既述の第3ピーク値P3を基準としたカラーフィルタ54の分光透過率特性（第2分光透過率特性）の第4波長領域W4の範囲を示した条件である。例えば、「第4波長領域の条件」が80%以上の場合、第4波長領域W4は、分光透過率特性（第2分光透過率特性）の透過率が第3ピーク値P3に対して80%以上になる波長領域である。この「第4波長領域の条件」は、既述の基準[A]、すなわち「センサ色分離」に寄与する。

【0177】

実施例1、3～5、8と、実施例23、25と、実施例27とは、「第1波長領域の条件」が少なくとも「10%以上」となり、且つ「第2波長領域の条件」が少なくとも「60%以上」となり、且つ「第3波長領域の条件」が少なくとも「40%以下」となり、且つ「第4波長領域の条件」が「80%以上」となる条件で実施した。以下、これらの条件を単に「波長領域条件」と略す。

10

【0178】

一方、比較例である実施例9、24は、上記「波長領域条件」の中で「第1波長領域の条件」が10%未満となる条件で実施した。また、比較例である実施例2、6は、上記「波長領域条件」の中で「第2波長領域の条件」が60%未満となる条件で実施した。さらに、比較例である実施例10、11、26は、上記「波長領域条件」の中で「第3波長領域の条件」が40%よりも大きくなる条件で実施した。さらにまた、実施例7（比較例）は、上記「波長領域条件」の中で「第4波長領域の条件」が80%未満となる条件で実施した。なお、図30において図示を省略している実施例12～22の条件は、図29の実施例1～11の条件と同様である。

20

【0179】

各実施例において、既述の基準[A]に対応する「(A)センサ色分離」と、既述の基準[B]に対応する「(B)蛍光発光強度」と、「(C)蛍光画像の見え方」と、を評価した。

【0180】

「(A)センサ色分離」は、励起光ELおよびその反射光WRによる像と、蛍光色素33（蛍光物質）の発光による像とを撮像素子49上で色分離可能であるか否かが判断基準となる。例えば、励起光ELの波長領域と、撮像素子49のカラーフィルタ54G又はカラーフィルタ54Rのような本発明の第2カラーフィルタの波長領域との重複量（重複率）、及び蛍光FLの波長領域と、撮像素子49のカラーフィルタ54Bのような本発明の第1カラーフィルタの波長領域との重複量（重複率）の両者によって評価した。具体的に本実施形態では、重複量が予め定めた上限値を超えるものを「fail」と評価し、重複量が上限値から小さくなるのに従って予め定めた基準で「pass」、「good」、及び「very good」と評価した。

30

【0181】

「(B)蛍光発光強度」は、蛍光色素33（蛍光物質）の吸収スペクトルと励起光ELの分光特性との関係で決まる蛍光FLの発光強度で評価した。具体的に本実施形態では、蛍光色素33の吸収スペクトルのピークに対して10%以下の波長領域にしか励起光ELのピークが重ならない場合には、蛍光色素33からあまり蛍光FLが発光されないので「fail」と評価した。一方、蛍光色素33の吸収スペクトルのピークに対して50%以上の波長領域に励起光ELのピークが重なれば、多くの励起光が蛍光色素33で吸収され、蛍光色素33から発光される蛍光FLの発光強度も高くなる。このため、励起光ELと蛍光色素33の吸収スペクトルとの関係から「pass」、「good」、「very good」と評価した。

40

【0182】

「(C)蛍光画像の見え方」は、既述の「(A)センサ色分離」及び「(B)蛍光発光強度」の評価に連動して変化する評価であり、「(A)センサ色分離」及び「(B)蛍光発光強度」の条件（評価）で画像化した場合に蛍光色素33（蛍光物質）が画像上でコントラストよく表現されるか（表現されると推定されるか）によって判断される。センサ色

50

分離が良く且つ蛍光発光強度が高ければ、蛍光画像の見え方は良くなる。例えば「(A) センサ色分離」及び「(B) 蛍光発光強度」の一方が「fail」の場合、「(C) 蛍光画像の見え方」の評価も「fail」となる。そして、本実施形態では、予め定めた画像評価基準に従って、この画像評価基準を満たさないものを「fail」と評価し、この画像評価基準から画像が見易くなるのに従って予め定めた基準で「pass」、「good」、及び「very good」と評価した。

【0183】

図29及び図30に戻って、比較例である実施例9、24では、「(B) 蛍光発光強度」の評価が「fail」になり、さらにこれに伴い「(C) 蛍光画像の見え方」の評価が「fail」になることが確認された。

10

【0184】

また、比較例である実施例2、6と実施例10、11、26と実施例7とは、「(A) センサ色分離」の評価が「fail」になり、さらにこれに伴い「(C) 蛍光画像の見え方」の評価が「fail」になることが確認された。

【0185】

これに対して、上記「波長領域条件」を満たす実施例1、3～5、8と、実施例23、25と、実施例27とは、「(A) センサ色分離」の評価及び「(B) 蛍光発光強度」の評価の両方が「pass」以上となり、さらにこれに伴い「(C) 蛍光画像の見え方」の評価も「pass」以上になることが確認された。これにより、上記「波長領域条件」を満たすことで、良好な蛍光画像64が得られることが確認された。なお、図30において図示を省略している実施例12～22の評価結果は、図29の実施例1～11の評価結果と同様である。

20

【0186】

また、例えば実施例1、3と実施例4、5とを比較することで、「第1波長領域の条件」が50%以上になる場合、すなわち、励起光ELの波長領域の少なくとも一部が第1波長領域W1Aに含まれる場合に、「(B) 蛍光発光強度」の評価が向上することが確認された。その結果、「第1波長領域の条件」は10%以上よりも50%以上がより好ましいことが確認された。

【0187】

さらに、例えば「第3波長領域の条件」及び「第4波長領域の条件」が共通で且つ「第2波長領域の条件」が異なる実施例3と実施例5とを比較することで、「第2波長領域の条件」が80%以上となること、すなわち励起光ELの波長領域が第2波長領域W2Aに含まれる場合に、「(A) センサ色分離」の評価が向上することが確認された。その結果、「第2波長領域の条件」は60%以上よりも80%以上がより好ましいことが確認された。

30

【0188】

さらにまた、例えば「第2波長領域の条件」及び「第4波長領域の条件」が共通で且つ「第3波長領域の条件」が異なる実施例4、8と実施例5とを比較することで、「第3波長領域の条件」が20%以下となること、すなわち励起光ELの波長領域が第3波長領域W3Aに含まれる場合に、「(A) センサ色分離」の評価が向上することが確認された。その結果、「第3波長領域の条件」は40%以下よりも20%以下がより好ましいことが確認された。

40

【0189】

[その他]

上記各実施形態では、蛍光色素33として「フルオレセイン」、「ローダミングリーン」、「PpIX」、及び「SYPRO Red」を例に挙げて説明したが、他の蛍光色素33を用いてもよい。この場合には、蛍光色素33の種類に応じて既述の基準[A]及び基準[B]が満たされるように、光源装置11及び撮像素子49(カラーフィルタ54)を適宜選択する。また、この場合には、励起光ELの波長領域を適宜制限するフィルタを光源装置11に設けてもよい。

50

【 0 1 9 0 】

上記各実施形態では、観察部位 3 4 に蛍光色素 3 3 が投与されている場合について説明したが、本発明の蛍光物質は、蛍光色素 3 3 に限定されるものではなく、自家蛍光物質を含む様々な蛍光物質が含まれる。

【 0 1 9 1 】

上記各実施形態では、撮像素子 4 9 のカラーフィルタ 5 4 が赤色 (R) 緑色 (G) 青色 (B) で構成されているが、他の色を含んでいてもよい。また、カラーフィルタ 5 4 として原色系フィルタ以外に補色系フィルタを用いてもよい。

【 0 1 9 2 】

上記各実施形態では、内視鏡 1 0 として軟性内視鏡を例に挙げて説明したが、硬性内視鏡を用いる場合にも本発明を適用可能である。また、上記各実施形態では、内視鏡 1 0 とプロセッサ 1 2 , 1 2 A , 1 2 B とを有線接続しているが、両者の間の通信を非接触型通信 (光通信等) で行ってもよい。

【 符号の説明 】

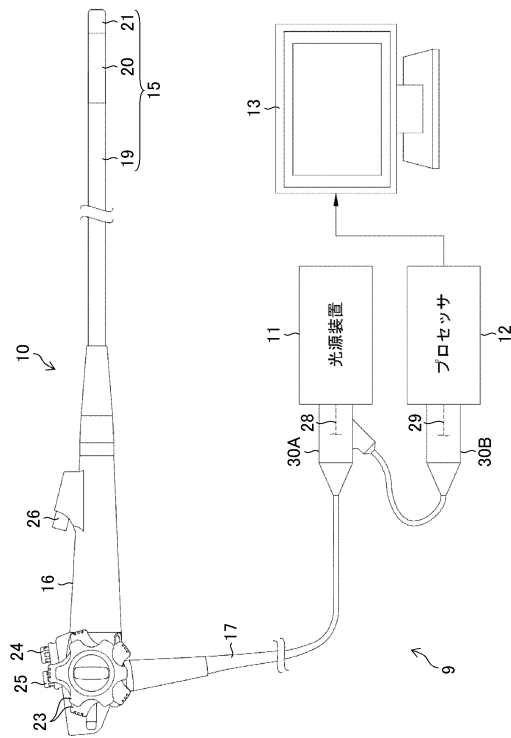
【 0 1 9 3 】

9	内視鏡装置	
9 A	内視鏡装置	
9 B	内視鏡装置	
1 0	電子内視鏡 (内視鏡)	10
1 1	光源装置	20
1 1 A	光源装置	
1 1 B	光源装置	
1 2	プロセッサ	
1 2 A	プロセッサ	
1 2 B	プロセッサ	
1 3	モニタ	
1 5	挿入部	
1 6	操作部	
1 7	ユニバーサルコード	
1 9	軟性部	30
2 0	湾曲部	
2 1	先端部	
2 3	湾曲操作ノブ	
2 4	送気送水ボタン	
2 5	吸引ボタン	
2 6	処置具導入口	
2 8	ライトガイド	
2 9	信号ケーブル	
3 0 A	コネクタ	
3 0 B	コネクタ	40
3 3	蛍光色素	
3 4	観察部位	
3 6 B	半導体光源	
3 6 B 1	半導体光源	
3 6 B 2	半導体光源	
3 6 G	半導体光源	
3 6 R	半導体光源	
3 6 V	半導体光源	
3 7	ダイクロイックフィルタ	
3 8	ダイクロイックフィルタ	50

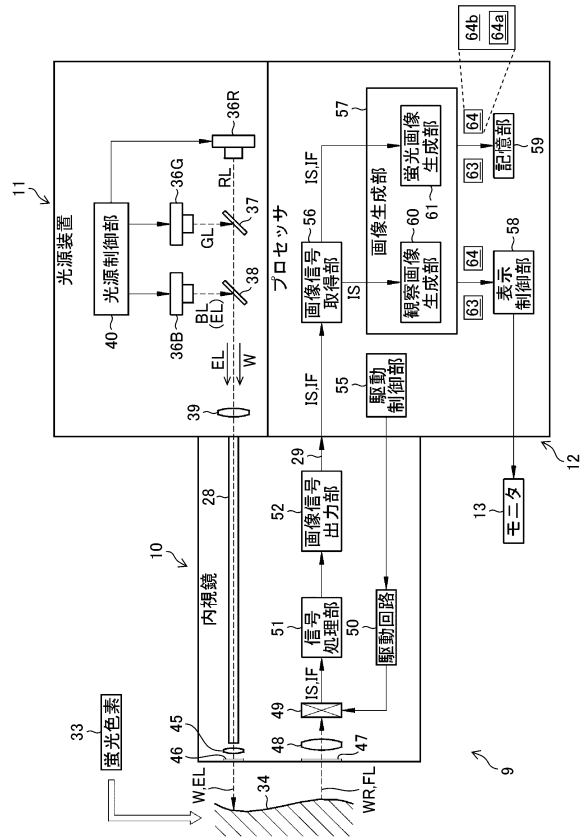
3 8 A	ダイクロイックフィルタ	
3 9	レンズ	
4 0	光源制御部	
4 5	照射レンズ	
4 6	照明窓	
4 7	観察窓	
4 8	集光レンズ	
4 9	撮像素子	
5 0	駆動回路	
5 1	信号処理部	10
5 2	画像信号出力部	
5 3	画素	
5 4	カラーフィルタ	
5 4 B	カラーフィルタ	
5 4 G	カラーフィルタ	
5 4 R	カラーフィルタ	
5 5	駆動制御部	
5 6	画像信号取得部	
5 7	画像生成部	
5 8	表示制御部	20
5 9	記憶部	
6 0	観察画像生成部	
6 1	蛍光画像生成部	
6 3	観察画像	
6 4	蛍光画像	
6 4 a	蛍光単体画像	
6 4 b	背景画像	
6 6 B	分光透過率特性	
6 6 G	分光透過率特性	
6 6 R	分光透過率特性	30
6 8	波長制限フィルタ	
7 0	ダイクロイックフィルタ	
7 2	狭帯域光画像生成部	
7 4	狭帯域光画像	
8 0	酸素飽和度画像	
8 2	長波長カットフィルタ	
8 3	短波長カットフィルタ	
8 5	酸素飽和度画像生成部	
B 1	信号成分	
B 2	信号成分	40
B L	青色光	
B L 1	第 1 青色光	
B L 2	第 2 青色光	
B b	信号成分	
B f	信号成分	
E L	励起光	
E L x	狭帯域励起光	
F L	蛍光	
G 1	信号成分	
G 2	信号成分	50

G L	緑色光	
G L x	狭帯域緑色光	
G R	反射光	
G b	信号成分	
G f	信号成分	
I C	合成光撮像信号	
I F	蛍光撮像信号	
I S	反射光撮像信号	
I S b	青色反射光撮像信号	
P 1	第 1 ピーク値	10
P 2	第 2 ピーク値	
P 3	第 3 ピーク値	
R 1	信号成分	
R 2	信号成分	
R L	赤色光	
R b	信号成分	
R f	信号成分	
S 1 ~ S 5	内視鏡装置の作動方法	
S 1 0 ~ S 1 9	内視鏡装置の作動方法	20
T 1	期間	20
T 2	所定期間	
T 3	期間	
V L	紫色光	
V R	反射光	
W	白色光	
W 1	第 1 波長領域	
W 1 A	第 1 波長領域	
W 2	第 2 波長領域	
W 2 A	第 2 波長領域	
W 3	第 3 波長領域	30
W 3 A	第 3 波長領域	
W 4	第 4 波長領域	
W R	反射光	

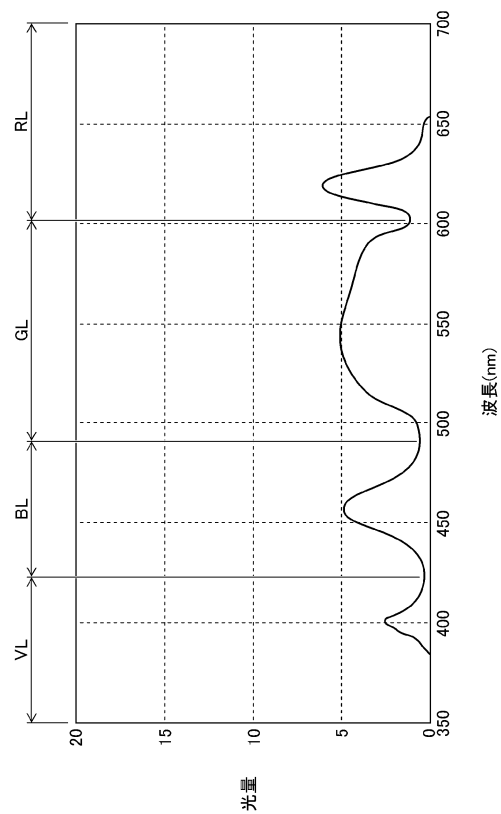
【圖 1】



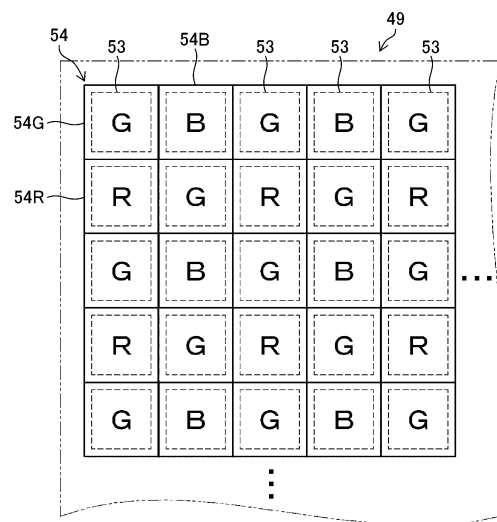
【 図 2 】



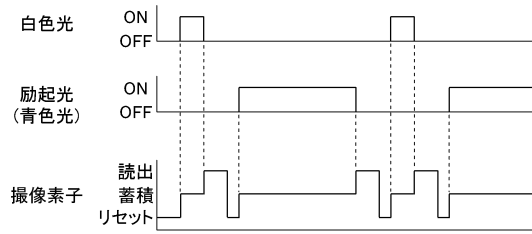
【 図 3 】



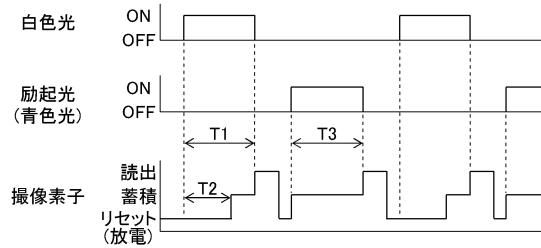
【 図 4 】



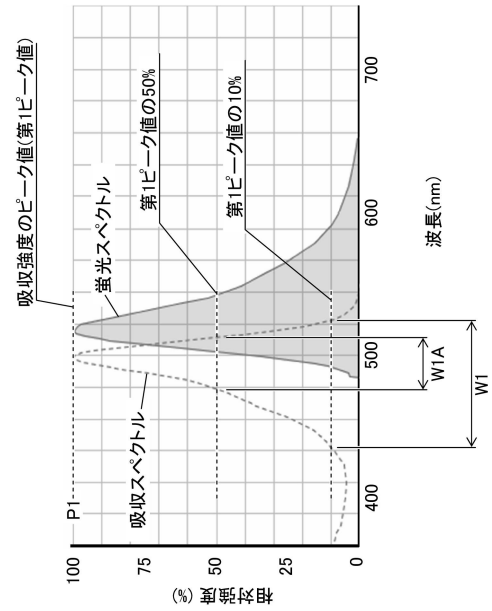
【図 5】



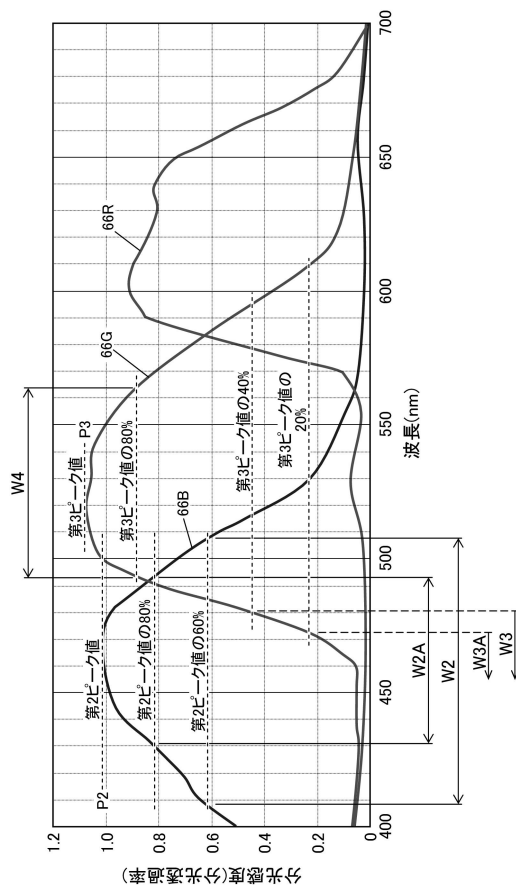
【図 6】



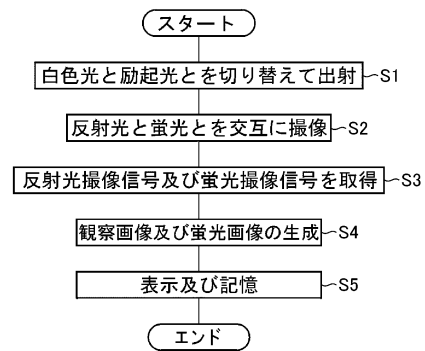
【図 7】



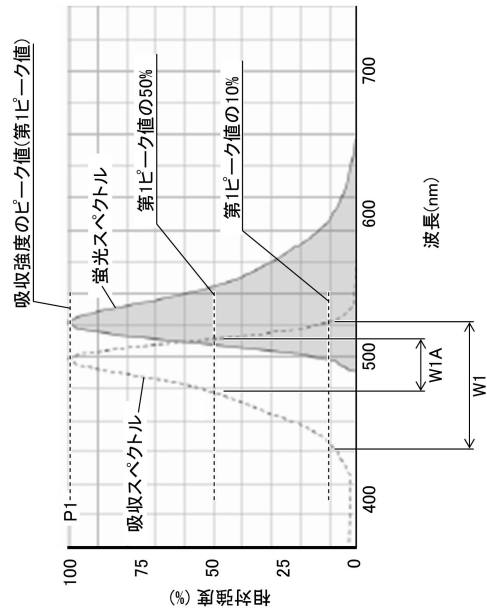
【図 8】



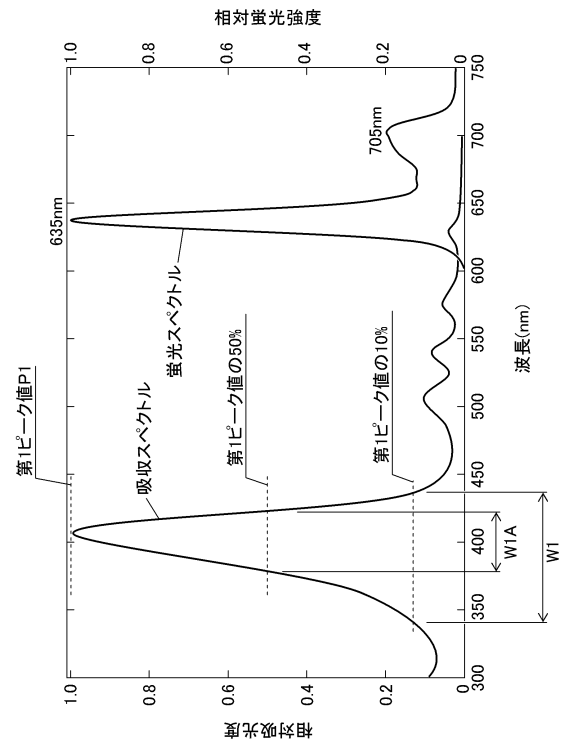
【図 9】



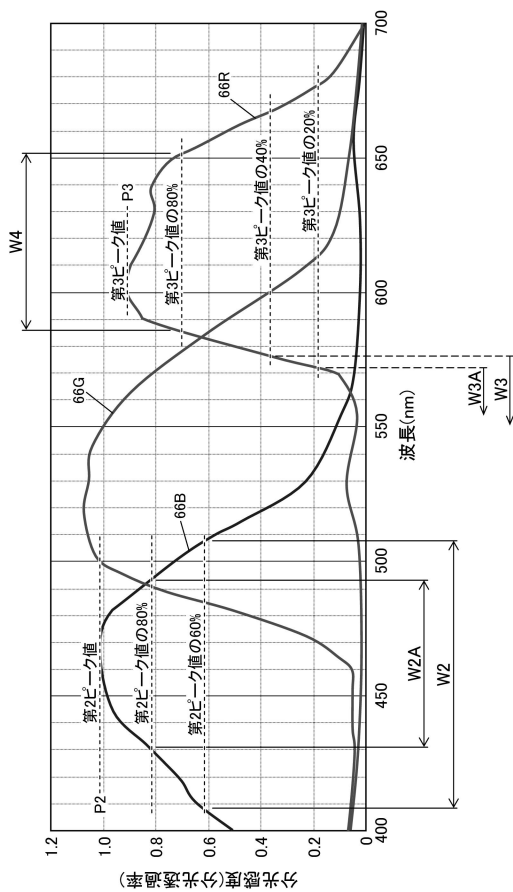
【図 10】



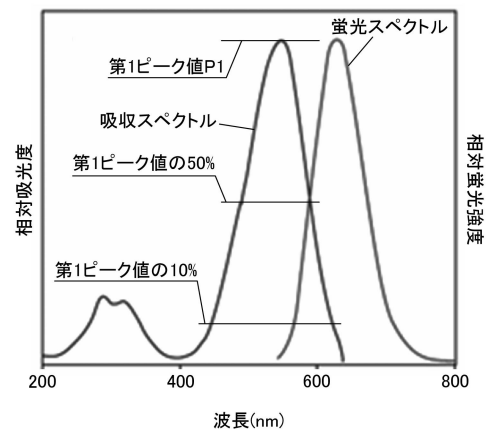
【図 11】



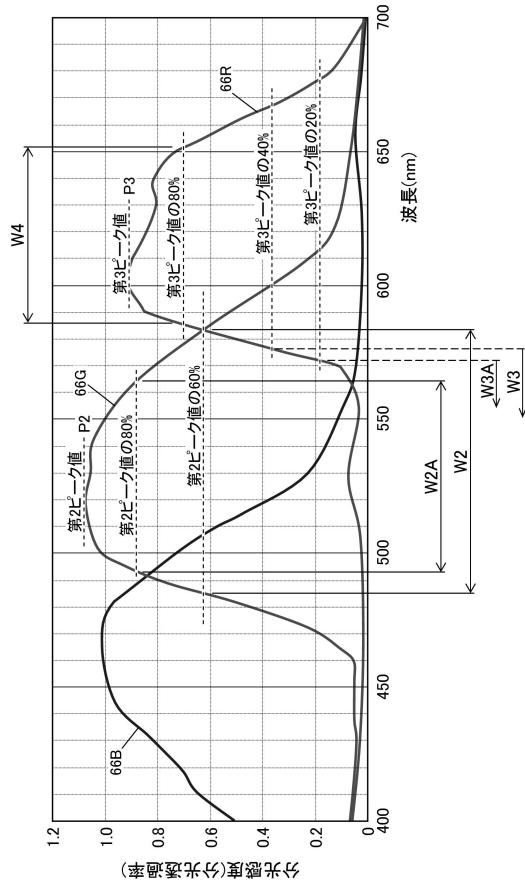
【図 12】



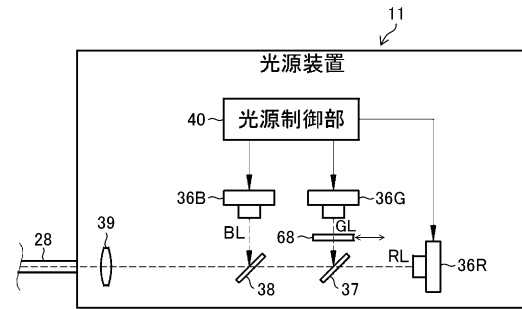
【図 13】



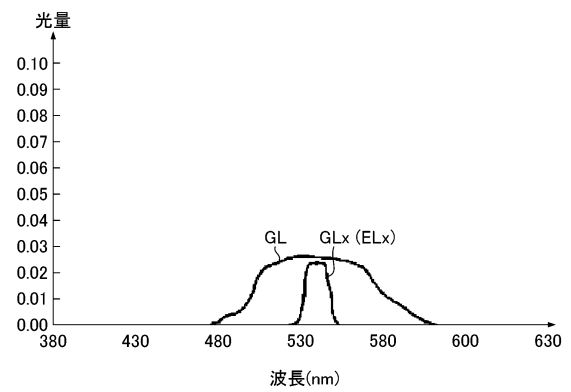
【 図 1 4 】



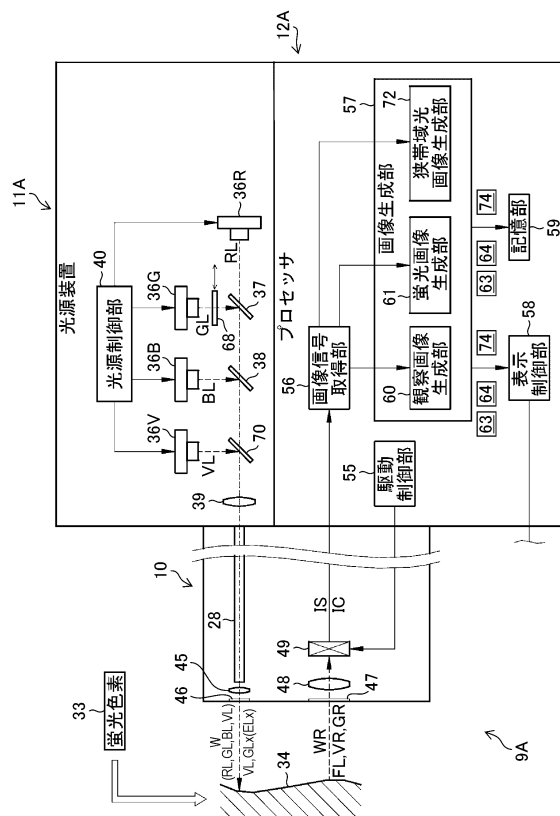
【 図 1 5 】



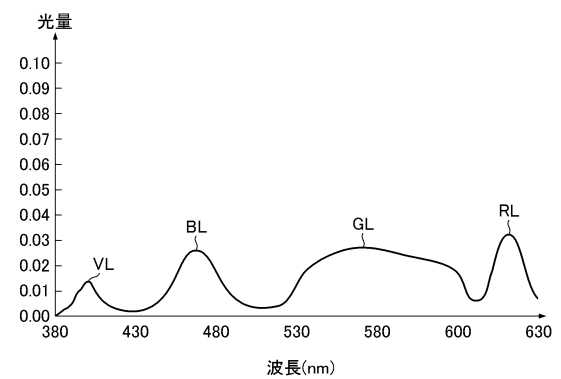
【 図 1 6 】



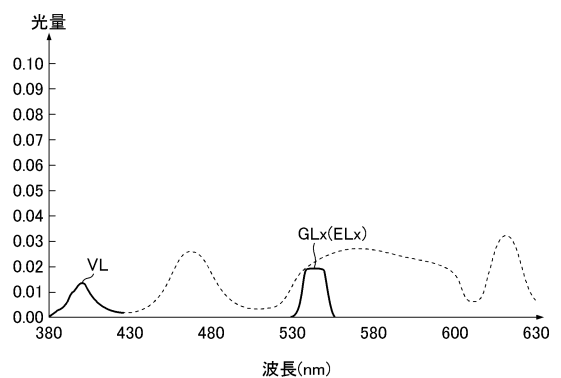
【 圖 1 7 】



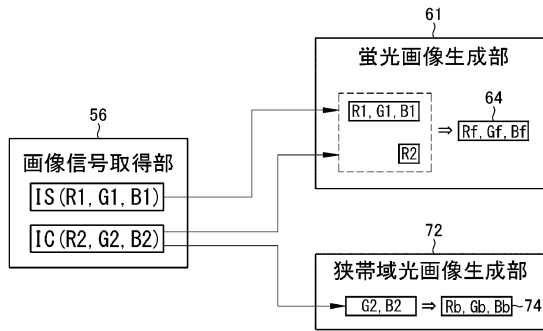
【 図 1 8 】



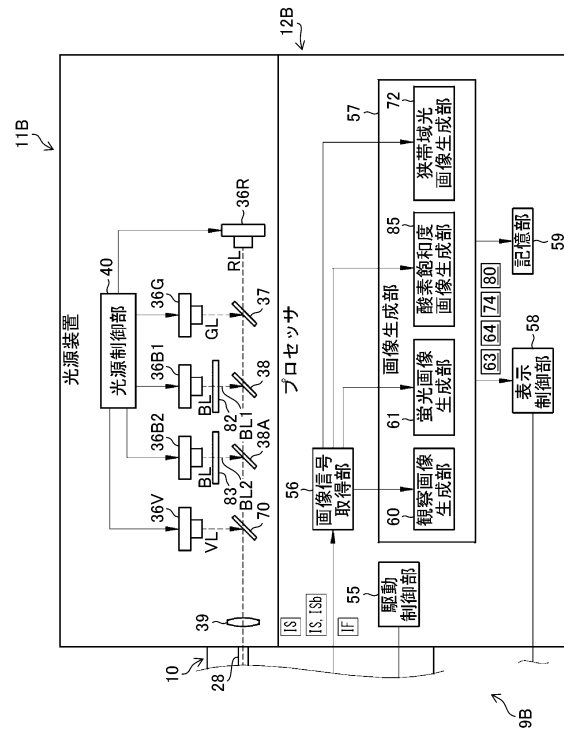
【 図 1 9 】



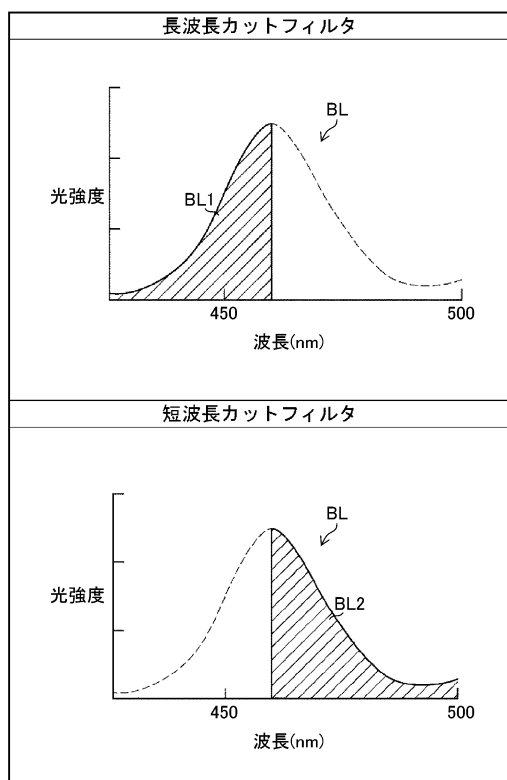
【 図 2 0 】



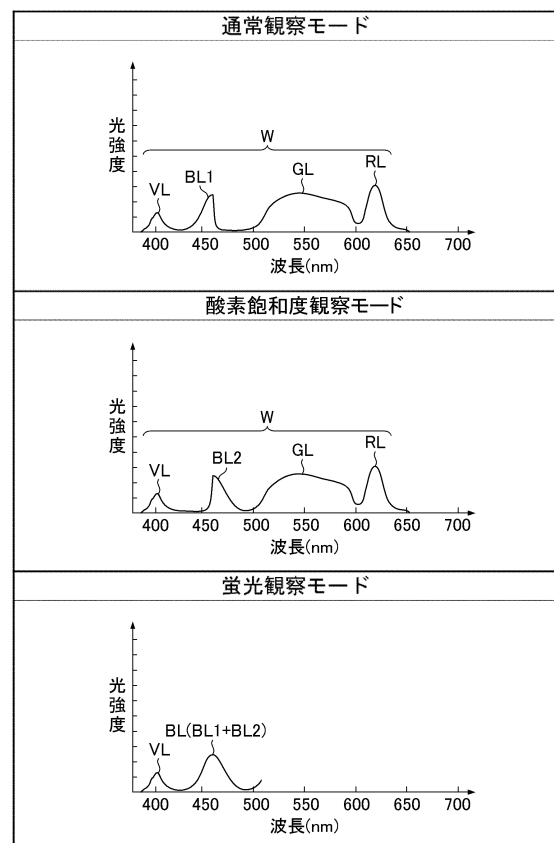
【 図 2 1 】



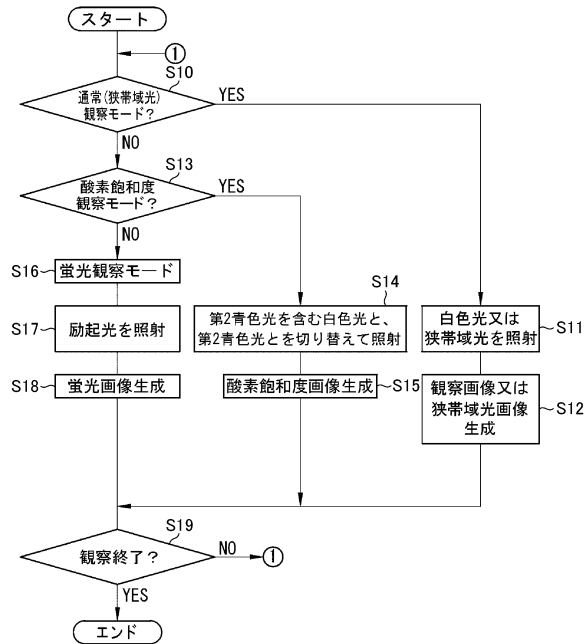
【 図 2 2 】



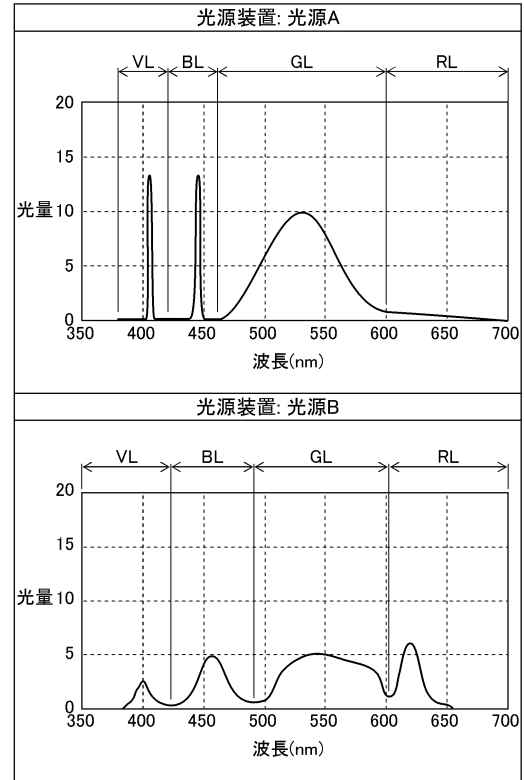
【 図 2 3 】



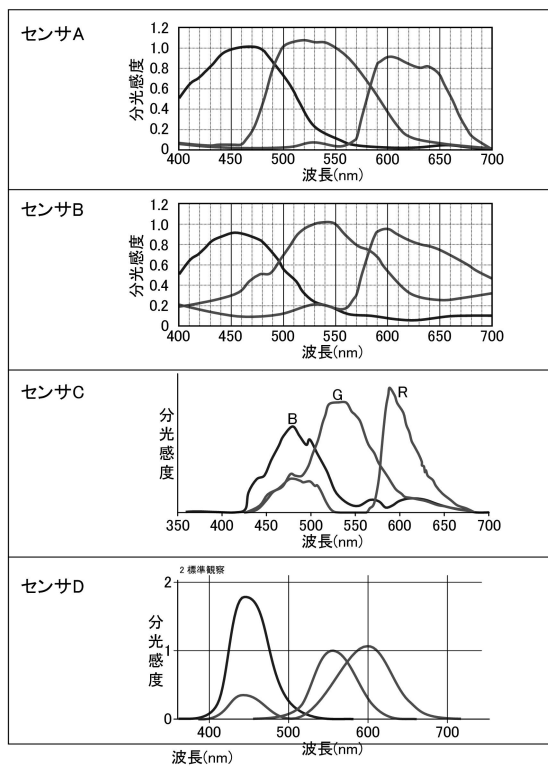
【 図 2 4 】



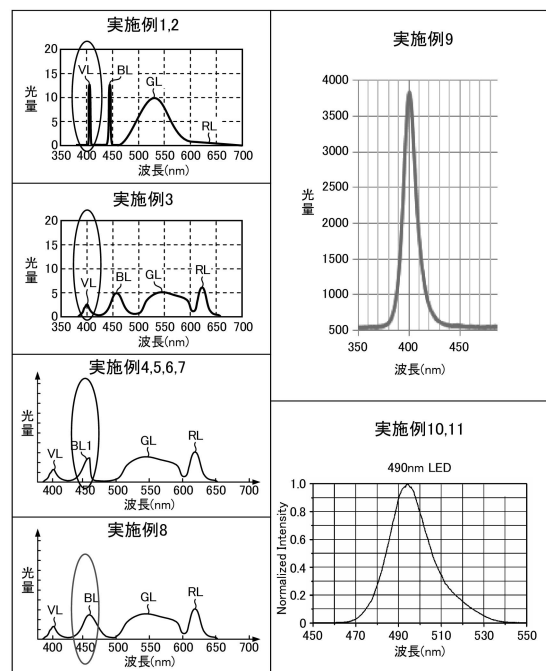
【 図 2 5 】



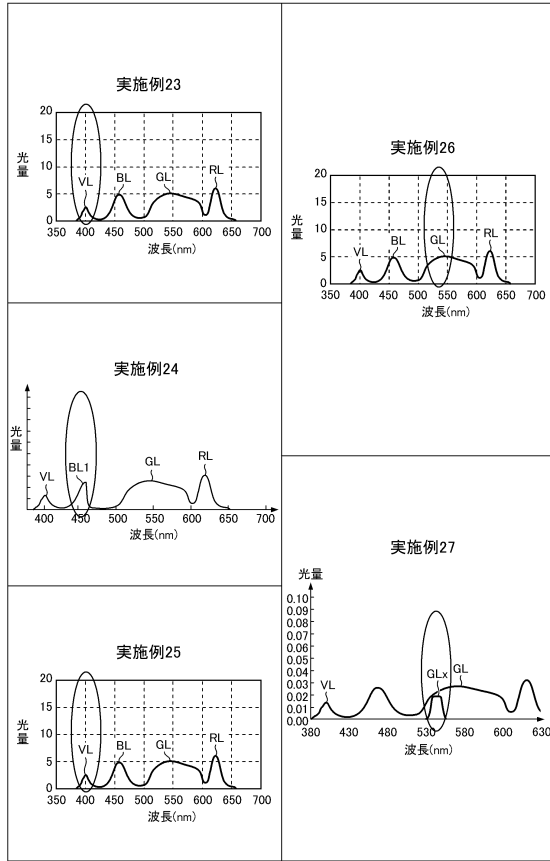
【 図 2 6 】



【圖 27】



【図 28】



【図 29】

実施例 比較例	補足	蛍光色素	励起光の ピーク波長	(B)に寄与 第1波長領域 の条件	(A)に寄与 第2波長領域 の条件	(A)に寄与 第3波長領域 の条件	(A)に寄与 第4波長領域 の条件	(A)センサ 色分離	(B)蛍光 発光強度	(C)蛍光画像 の見え方
1	光源A センサA	7材ロビツ	410nm	10%以上	60%以上	10%以下	80%以上	good	pass	pass
2 (比較例)	光源Aの光 センサC	7材ロビツ	410nm	10%以上	60%未満	10%以下	80%以上	fail	pass	fail
3	光源Bの光 センサB	7材ロビツ	410nm	10%以上	60%以上	20%以下	80%以上	pass	pass	pass
4	光源Bの光 センサB	7材ロビツ	450nm	50%以上	80%以上	40%以下	80%以上	pass	good	good
5	光源Bの光 センサA	7材ロビツ	450nm	50%以上	80%以上	20%以下	80%以上	good	good	very good
6 (比較例)	光源Bの光 センサC	7材ロビツ	450nm	50%以上	60%未満	10%以下	80%以上	fail	good	fail
7 (比較例)	光源Bの光 センサD	7材ロビツ	450nm	50%以上	80%以上	10%以下	80%未満	fail	good	fail
8	光1光と光2光 センサA	7材ロビツ	460nm	50%以上	80%以上	40%以下	80%以上	pass	very good	very good
9 (比較例)	400nmLED光 センサA	7材ロビツ	400nm	10%未満	60%以上	20%以下	80%以上	good	fail	fail
10 (比較例)	490nmLED光 センサB	7材ロビツ	490nm	50%以上	60%以上	40%より大	80%以上	fail	good	fail
11 (比較例)	490nmLED光 センサA	7材ロビツ	490nm	50%以上	80%以上	60%以上	80%以上	fail	good	fail

【図 30】

実施例 比較例	補足	蛍光色素	励起光の ピーク波長	(A)に寄与				(B)に寄与		(C)に寄与	
				第1波長領域 の条件	第2波長領域 の条件	第3波長領域 の条件	第4波長領域 の条件	第1波長領域 の条件	第2波長領域 の条件	(A)センサ 色分離	(B)蛍光 発光強度
12-22	1-11と同じ	ロダミン6G		1-11と同じ				1-11と同じ		A-Hと同じ	
23	光源Bの光 センサB	PpIX	410nm	50%以上	60%以上	10%以下	80%以上	50%以上	60%以上	good	very good
24 (比較例)	光源Bの光 センサB	PpIX	450nm	10%未満	80%以上	10%以下	80%以上	10%未満	80%以上	very good	fail
25	光源Bの光 センサB	PpIX	410nm	50%以上	60%以上	20%以下	80%以上	50%以上	60%以上	pass	good
26 (比較例)	650-550nmLED センサA	SYPRO RED	520-550nm	50%以上	80%以上	40%より大	80%以上	fail	very good	fail	fail
27	650-550nmLED 7材ロビツ	SYPRO RED	550nm	50%以上	80%以上	10%以下	80%以上	very good	very good	very good	very good

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2015/156153(WO, A1)

特開2008-043383(JP, A)

特開2011-092683(JP, A)

特開2016-198634(JP, A)

特開2008-183394(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G01N 21/62 - 21/74

G02B 23/24 - 23/26