

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-279168

(P2009-279168A)

(43) 公開日 平成21年12月3日(2009.12.3)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)  
A61B 1/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
A 6 1 B 1/06 B

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号  
(22) 出願日特願2008-134069 (P2008-134069)  
平成20年5月22日 (2008.5.22)(71) 出願人 000005430  
フジノン株式会社  
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324  
番地  
(74) 代理人 100073184  
弁理士 柳田 征史  
(74) 代理人 100090468  
弁理士 佐久間 剛  
(72) 発明者 石井 秀一  
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324  
番地 フジノン株式会社内  
F ターム(参考) 4C061 BB01 CC06 GG01 HH51 JJ11  
JJ17 NN01 QQ02 QQ04 QQ07  
QQ09 RR02 RR24 WW17

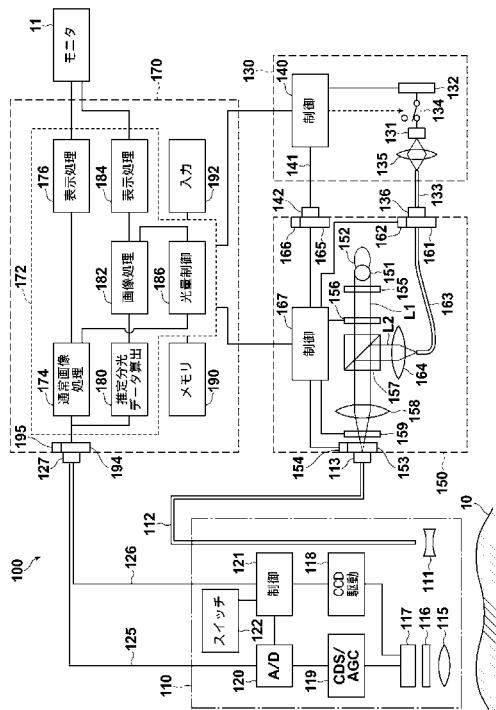
(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置および励起光ユニット

## (57) 【要約】

【課題】励起光ユニットが着脱可能な蛍光内視鏡装置であって、安全性への十分な配慮がなされている、使い勝手のよい蛍光内視鏡装置および励起光ユニットを提供する。

【解決手段】蛍光内視鏡装置100は、照明光L1を射出する照明光ユニット150と、この照明光ユニット150と着脱自在に接続され、励起光L2を射出する励起光ユニット130を有している。励起光ユニット130が照明光ユニット150へ接続されると光コネクタ161へ設けられている接続検知部162およびコネクタ165へ設けられた接続検知部166から接続検知信号が输出される。励起光ユニット130が照明光ユニット150へ接続されていないため、接続検知部162または接続検知部166から接続信号が输出されていない場合には、励起光ユニット130の駆動回路132と半導体レーザ131の間に設けられているスイッチ134が開状態を維持する。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

照明光を射出する照明光用光源を有する照明光ユニットと、  
該照明光ユニットと着脱自在に接続され、励起光を射出する励起光用光源を有する励起光ユニットと、

前記照明光または前記励起光を導光して被観察部へ照射する第1導光手段と、

前記照明光が照射された前記被観察部の反射光からなる像または前記励起光が照射された前記被観察部から発せられる蛍光からなる像を撮像する撮像手段と、

該撮像手段により撮像された前記反射光からなる像に基づいて通常画像を生成し、また該撮像素子により撮像された前記蛍光からなる像に基づいて蛍光画像を生成する画像処理手段とを備えた蛍光内視鏡装置であって、

前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されているか否かを検知する検知手段と、

該検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていることが検知されていない場合には、前記励起光が前記励起光ユニットから射出することを阻止する阻止手段とを備えることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記照明光ユニットが、前記励起光を導光する第2導光手段を有し、

前記励起光ユニットが、外部へ延伸され、前記励起光を導光する第3導光手段を有し、

前記検知手段が、前記第2導光手段と前記第3導光手段とが光学的に接続されているか否かを検知するものであることを特徴とする請求項1記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記励起光ユニットが、前記励起光用光源を駆動する励起光用駆動部を備えるものであり、

前記阻止手段が、前記励起光が前記励起光ユニットから射出することを阻止する場合には、前記励起光用駆動部と前記励起光用光源との電気的接続を阻止するものであることを特徴とする請求項3記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記照明光ユニットが、前記照明光用光源を駆動する照明光用駆動部と、該照明光用駆動部を制御する照明光制御部とを備えるものであり、

前記励起光ユニットが、前記励起光用光源を駆動する励起光用駆動部と、該励起光用駆動部を制御する励起光制御部とを備えるものであり、

前記検知手段が、さらに前記照明光制御部と前記励起光制御部とが電気的に接続されているか否かを検知するものであることを特徴とする請求項1から3いずれか1項記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記照明光の射出および通常画像の生成を行う通常画像モードまたは前記励起光の射出および蛍光画像の生成を行う蛍光画像モードにより動作するものであり、

前記検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていることが検知されていない場合には、前記蛍光画像モードによる動作を行わないものであることを特徴とする請求項1から4記載の蛍光内視鏡装置。

**【請求項 6】**

照明光を射出する照明光用光源を有する照明光ユニットと、

前記照明光または励起光を導光して被観察部へ照射する第1導光手段と、

前記照明光が照射された前記被観察部の像または前記励起光が照射された前記被観察部の蛍光像を撮像する撮像手段と、

該撮像手段により撮像された前記被観察部の像に基づいて通常画像を生成し、また該撮像素子により撮像された前記被観察部の蛍光像に基づいて蛍光画像を生成する画像処理手段とを備えた内視鏡装置の前記照明光ユニットと着脱自在に接続され、前記励起光を射出する励起光用光源を有する励起光ユニットであって、

該励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されているか否かを検知する検知手段と

、  
該検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていないことが検知された場合には、前記励起光が前記励起光ユニットから外部へ射出することを阻止する阻止手段とを備えることを特徴とする励起光ユニット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光内視鏡装置に関し、詳しくは、励起光の照射により被観察部から発せられる蛍光を検出して蛍光画像を生成する蛍光内視鏡装置に関するものである。また、蛍光画像を生成するための励起光を射出する励起光ユニットに関するものである。 10

【背景技術】

【0002】

従来より、体腔内の組織を観察する内視鏡装置が広く知られており、白色光によって照明された体腔内の被観察部を撮像して通常画像を得、この通常画像をモニタ画面上に表示する電子式の内視鏡が広く実用化されている。

【0003】

また、被観察部を白色光で照明して観察するばかりでなく、励起光の照射により被観察部から発せられた自家蛍光を受光して蛍光画像を撮像し、この蛍光画像を上記通常画像と共にモニタ画面上に表示する蛍光内視鏡装置が知られている。このような自家蛍光は、生体組織内の内因性蛍光物質から発されている。例えば被観察部が気道粘膜であれば、自家蛍光の大部分は粘膜下層から発せられると考えられ、内因性蛍光物質としては、リボフラビン、トリプトファン、チロシン、NADH、NADPH、ポルフィリント、コラーゲン、エラスチン、フィブロネクチンあるいはFAD等が考えられている。 20

【0004】

また、所定の波長帯域の励起光を生体組織などの被観察部へ照射した場合に、被観察部に内在する自家蛍光物質から発せられる自家蛍光の光強度・スペクトル形状が、に示すように正常組織から発せられる自家蛍光と病変組織から発せられる自家蛍光とでは異なることが知られている。この現象を利用して、被観察部に所定波長の励起光を照射し、被観察部から発せられる自家蛍光を検出して蛍光画像を生成する蛍光内視鏡装置も知られている（例えば、特許文献1参照）。このように、病変組織から発せられる自家蛍光が正常組織から発せられる自家蛍光より減弱する原因是、病変組織の粘膜上皮の肥厚や、病変組織内での内因性蛍光物質の消費、あるいは蛍光吸収物質の増加などであると推測されている。 30

【0005】

さらに、このような蛍光内視鏡装置としては、例えば、腫瘍親和性を有し、光により励起されたとき蛍光を発する光感受性物質(ATX-S10、5-ALA、NPe6、HAT-D01、Photofrin-2等)を蛍光薬剤として予め被験者へ投与して、癌等の腫瘍部分に吸収させておき、その部分にこの蛍光薬剤の励起波長領域にある励起光を照射して、腫瘍部分に集積した蛍光薬剤から発せられる薬剤蛍光を検出して、蛍光画像を生成する蛍光内視鏡装置も知られている。 40

【0006】

また、これらの蛍光内視鏡装置においては、観察者が蛍光情報に基づいて組織性状についての情報をより正確に取得する為に、様々な比較分析方法が提案されている。例えば、励起光を生体組織などの被観察部に照射して該被観察部から発せられる自家蛍光の光強度を蛍光像として撮像し、該蛍光像に基づいて取得された蛍光情報を表示する場合、正常な被観察部から発せられる蛍光強度は、励起光強度にほぼ比例するが、励起光強度は距離の2乗に反比例して低下する。そのため、光源から遠くにある正常組織からよりも近くにある病変組織からの方が、強い蛍光を受光する場合がある。このため、蛍光の強度の情報だけでは被観察部の組織性状を正確に判定することができない。

【0007】

10

20

30

40

50

このような不具合を低減するために、励起光とは異なる波長帯域の光を参照光として被観察部に照射し、この参照光の照射を受けた被観察部によって反射された反射光の強度を検出して、蛍光の強度とこの参照光の反射光の強度との比率で表される蛍光収率に基づいて生体組織の病変部を示す診断情報を取得し、この診断情報である病変部の領域を上記蛍光画像の表示画面中に赤色等で色分けして表示させることによって生体の組織性状を診断する蛍光内視鏡装置も提案されている。

【特許文献1】特開2001-128925号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

通常、このような蛍光内視鏡装置は、照明光を射出する光源に加え励起光を射出する光源を備える必要がある。そのため、通常の内視鏡装置を使用している観察者が、蛍光画像を観察したいと考えた場合には、新たに高価な蛍光内視鏡装置を購入する必要がある。しかしながら、蛍光画像の観察は、通常画像の観察に対して補助的に行われることが多く、また、蛍光画像の観察頻度は、通常画像の観察頻度に比べてかなり少ない。このため、多くのユーザが、新規の蛍光内視鏡装置を購入することなく既存の電子内視鏡装置を蛍光画像の観察にも用いることを望んでいる。

【0009】

そこで、本発明者は、既存の電子内視鏡装置へ着脱可能な励起光光源を収容した励起光ユニットを取り付けることにより、蛍光画像内視鏡装置として機能させることを検討した。一方、励起光光源としては、例えば高輝度LED、半導体レーザなどが用いられ、蛍光内視鏡装置の使用者はLED、レーザ等の光源の取り扱いには慣れていない虞があり、安全性への十分な配慮が不可欠である。

【0010】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、励起光ユニットが着脱可能な蛍光内視鏡装置であって、安全性への十分な配慮がなされている、使い勝手のよい蛍光内視鏡装置および励起光ユニット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】

【0011】

本発明の蛍光内視鏡装置は、照明光を射出する照明光用光源を有する照明光ユニットと、該照明光ユニットと着脱自在に接続され、励起光を射出する励起光用光源を有する励起光ユニットと、

前記照明光または前記励起光を導光して被観察部へ照射する第1導光手段と、

前記照明光が照射された前記被観察部の反射光からなる像または前記励起光が照射された前記被観察部から発せられる蛍光からなる像を撮像する撮像手段と、

該撮像手段により撮像された前記反射光からなる像に基づいて通常画像を生成し、また該撮像素子により撮像された前記蛍光からなる像に基づいて蛍光画像を生成する画像処理手段とを備えた蛍光内視鏡装置であって、

前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されているか否かを検知する検知手段と、

該検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていることが検知されていない場合には、前記励起光が前記励起光ユニットから射出することを阻止する阻止手段とを備えることを特徴とするものである。

【0012】

なお、ここで、照明光と励起光は同時に射出されるものであってもよいし、時分割で射出されるものであってもよい。また第1導光手段は、照明光または励起光のどちらか一方の光を導光してもよいし、両方の光を導光してもよい。また撮像手段は前記照明光が照射された前記被観察部の反射光からなる像または前記励起光が照射された前記被観察部から発せられる蛍光からなる像をそれぞれ別個に撮像するものであってもよいし、あるいは反

射光からなる像と蛍光からなる像とが重畳されている像を撮像するものであってもよい。

【0013】

前記照明光ユニットが、前記励起光を導光する第2導光手段を有し、

前記励起光ユニットが、外部へ延伸され、前記励起光を導光する第3導光手段を有するものであれば、

前記検知手段は、前記第2導光手段と前記第3導光手段とが光学的に接続されているか否かを検知するものであってもよい。

【0014】

前記励起光ユニットが、前記励起光用光源を駆動する励起光用駆動部を備えるものであれば、

前記阻止手段は、前記励起光が前記励起光ユニットから射出することを阻止する場合には、前記励起光用駆動部と前記励起光用光源との電気的接続を阻止するものであってもよい。

【0015】

前記照明光ユニットが、前記照明光用光源を駆動する照明光用駆動部と、該照明光用駆動部を制御する照明光制御部とを備えるものであり、

前記励起光ユニットが、前記励起光用光源を駆動する励起光用駆動部と、該励起光用駆動部を制御する励起光制御部とを備えるものであれば、

前記検知手段は、さらに前記照明光制御部と前記励起光制御部とが電気的に接続されているか否かを検知するものであってもよい。

【0016】

前記照明光の射出および通常画像の生成を行う通常画像モードまたは前記励起光の射出および蛍光画像の生成を行う蛍光画像モードにより動作するものであれば、

前記検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていることが検知されていない場合には、前記蛍光画像モードによる動作を行わないものであってもよい。

【0017】

本発明の励起光ユニットは、照明光を射出する照明光用光源を有する照明光ユニットと、

前記照明光または励起光を導光して被観察部へ照射する第1導光手段と、

前記照明光が照射された前記被観察部の像または前記励起光が照射された前記被観察部の蛍光像を撮像する撮像手段と、

該撮像手段により撮像された前記被観察部の像に基づいて通常画像を生成し、また該撮像素子により撮像された前記被観察部の蛍光像に基づいて蛍光画像を生成する画像処理手段とを備えた内視鏡装置の前記照明光ユニットと着脱自在に接続され、前記励起光を射出する励起光用光源を有する励起光ユニットであって、

該励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されているか否かを検知する検知手段と、

該検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていないことが検知された場合には、前記励起光が前記励起光ユニットから外部へ射出することを阻止する阻止手段とを備えることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0018】

本発明による蛍光内視鏡装置では、照明光を射出する照明光用光源を有する照明光ユニットと、該照明光ユニットと着脱自在に接続され、励起光を射出する励起光用光源を有する励起光ユニットと、前記照明光が照射された前記被観察部の反射光からなる像または前記励起光が照射された前記被観察部から発せられる蛍光からなる像を撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像された前記反射光からなる像に基づいて通常画像を生成し、また該撮像素子により撮像された前記蛍光からなる像に基づいて蛍光画像を生成する画像処理手段とを備え、前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されているか否かを検知

10

20

30

40

50

する検知手段と、該検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていることが検知されていない場合には、前記励起光が前記励起光ユニットから射出することを阻止する阻止手段とを備えるため、励起光ユニットが照明光ユニットに接続されていない場合には、励起光ユニットから励起光が射出される虞がなく、蛍光内視鏡装置の使用者が高輝度LED、レーザ等の励起光用の光源の取り扱いには慣れていない場合であっても、安全に蛍光画像を取得することができる。

#### 【0019】

本発明の励起光ユニットは、照明光を射出する照明光用光源を有する照明光ユニットと、前記照明光または励起光を導光して被観察部へ照射する第1導光手段と、

前記照明光が照射された前記被観察部の像または前記励起光が照射された前記被観察部の蛍光像を撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像された前記被観察部の像に基づいて通常画像を生成し、また該撮像素子により撮像された前記被観察部の蛍光像に基づいて蛍光画像を生成する画像処理手段とを備えた内視鏡装置の前記照明光ユニットと着脱自在に接続され、前記励起光を射出する励起光用光源を有する励起光ユニットであり、該励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されているか否かを検知する検知手段と、該検知手段により前記励起光ユニットが前記照明光ユニットへ接続されていないことが検知された場合には、前記励起光が前記励起光ユニットから外部へ射出することを阻止する阻止手段とを備えるため、励起光ユニットが照明光ユニットに接続されていない場合には、励起光ユニットから励起光が射出される虞がなく、蛍光内視鏡装置の使用者が高輝度LED、レーザ等の励起光用の光源の取り扱いには慣れていない場合であっても、安全に励起光ユニットを取り扱うことができる。

10

20

30

40

50

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1は、本発明の一実施形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図を示すものである。本蛍光内視鏡装置100は、被観察部10へ照明光L1を照射して取得したカラー通常画像を動画として表示する通常画像モード、または被観察部10へ照明光L1および励起光L2を照射して取得したカラー画像から後述の演算処理により得られる擬似カラー通常画像と蛍光重畠画像とを動画として表示する蛍光画像モードにより動作するものである。図示の通りこの蛍光内視鏡装置100は、被験者の体腔内に挿入され、被観察部10を観察するためのスコープユニット110と、このスコープユニット110が電気的に着脱自在に接続されるプロセッサユニット170と、スコープユニット110が光学的に着脱自在に接続され、照明光L1を射出するキセノンランプ151を収納する照明光ユニット150と、この照明光ユニット150へ電気的かつ光学的に着脱自在に接続され、励起光L2を射出するGaN系の半導体レーザ131を収納する励起光ユニット130とを備えている。なお、プロセッサユニット170と照明光ユニット150とは、一体的に構成されているものであってもよいし、あるいは別体として構成されているものであってもよい。

#### 【0021】

上記スコープユニット110の先端には照明用光学系111が設けられている。この照明用光学系111には、照明光L1が導光されるライトガイド112の一端が対面している。ライトガイド112は、スコープユニット110の外部へ延伸するものであり、その他端には、光コネクタ113が設けられ、後述する照明光ユニット150の光コネクタ153と着脱自在に接続されている。

#### 【0022】

また、スコープユニット110の先端部には、結像レンズ115と、励起光カットフィルタ116、固体撮像素子であるCCD(Charge Coupled Device)117とが同軸上にこの順に設けられている。結像レンズ115は、被観察部10の像をCCD117上に結像するものである。励起光カットフィルタ116としては、励起光のみを遮断して他の波長の光は透過させるように、例えば、極めて狭帯域の光のみを遮断するノッチフィルタを用いることができる。なお、CCD117の撮像面には例えばRG

Bの色フィルタを有する原色型のモザイクフィルタが取り付けられている。CCD117には、同期信号に基づいて駆動パルスを形成するCCD駆動回路118が接続されると共に、このCCD115が出力した画像（映像）信号をサンプリングして増幅するCDS/AGC（相関二重サンプリング／自動利得制御）回路119接続されている。またCDS/AGC回路119には、そのアナログ出力をデジタル化するA/D変換器120が接続されている。さらにスコープユニット110内には、そこに設けられた各種回路を制御するとともに、プロセッサユニット170との間の通信制御を行う制御部121が配置されている。またスコープユニット110の根元近傍には、制御部121に接続され、動作モードの切換を行う押圧型のスイッチ122が設けられている。なお、A/D変換器120には信号ライン125の一端が接続され、制御部121には信号ライン126の一端が接続されている。信号ライン125および信号ライン126は、スコープユニット110の本体から外部へ延伸するものであり、その他端にはコネクタ127が設けられている。このコネクタ127は、後述するプロセッサユニット170のコネクタ194と着脱自在に接続されている。

10

## 【0023】

照明光ユニット150は、照明光L1を発するキセノンランプ151と、このキセノンランプ151を駆動する駆動回路152と、スコープユニット110のライトガイド112の先端に設けられている光コネクタ113と着脱自在に接続される光コネクタ153とを備えている。光コネクタ153には、光コネクタ113と接続されているか否かを検知する接続検知部154が設けられている。また、キセノンランプ151と光コネクタ153との間には、照明光L1の波長帯域を、410nm以上700nm以下へ制限する波長フィルタ155と、照明光L1の光量を制御する絞り156と、410nm以上の波長の光を透過し、410nmより短い波長の光を直角に反射するダイクロイックミラー157と、集光レンズ158と、ロータリーシャッタ159とが配置されている。さらに、照明光ユニット150には、後述する励起光ユニット130のライトガイド133の先端に設けられている光コネクタ136と着脱自在に接続される光コネクタ161が設けられている。また、この光コネクタ161には、光コネクタ136と接続されているか否かを検知する接続検知部162が設けられている。光コネクタ161には、照明光ユニット150内で励起光を導光するライトガイド163の一端（入射端）が接続されている。ライトガイド163の他端（出射端）は、このライトガイド163から射出された励起光L2がダイクロイックミラー157へ入射する位置へ配置されている。また、ライトガイド163の出射端とダイクロイックミラー157との間にはレンズ164が配置されている。

20

30

30

## 【0024】

さらに、照明光ユニット150には、後述する励起光ユニット130のコネクタ142と着脱自在に接続されるコネクタ165が設けられている。コネクタ165には、コネクタ142と接続されているか否かを検知する接続検知部166が設けられている。また、照明光ユニット150には、上記コネクタ165、接続検知部166等の照明光ユニット150に設けられた各部位と接続され、各部位を制御するとともに、プロセッサユニット170および励起光ユニット130との間の通信制御を行う制御部167が配置されている。

40

## 【0025】

励起光ユニット130は、励起光L2を発するGaN系の半導体レーザ131と、この半導体レーザ131を駆動する駆動回路132と、半導体レーザ131から射出された励起光L2を導光するライトガイド133とを備えている。ライトガイド133は、励起光ユニット130の筐体から外部へ延伸するものであり、その他端には、光コネクタ136が設けられている。この光コネクタ136は、照明光ユニット150の光コネクタ161と着脱自在に接続されている。半導体レーザ131と駆動回路132との間には、スイッチ134が設けられている。また、半導体レーザ131とライトガイド133の一端（入射端）との間には、集光光学系135が配置されている。

## 【0026】

50

さらに励起光ユニット130には、上記駆動回路132、スイッチ134等の励起光ユニット130内に設けられた各部位と接続され、これらの各部位を制御するとともに、照明光ユニット150と間の通信制御を行う制御部140が配置されている。制御部140には信号ライン141の一端が接続されている。信号ライン141は、励起光ユニット130の筐体から外部へ延伸するものであり、その他端には、コネクタ142が設けられている。コネクタ142は、照明光ユニット150のコネクタ165と着脱自在に接続されている。

【0027】

一方プロセッサユニット170には、通常画像モードが選択された場合に信号処理を行う、通常画像処理部174および表示処理部176と、蛍光画像モードが選択された場合に信号処理を行う、推定分光データ算出部180、画像処理部182および表示処理部184と、照明光および励起光の強度を制御する光量制御部186とが設けられているプロセッサ部172を備えている。

10

【0028】

通常画像処理部174は、通常画像モードが選択されている場合に、スコープユニット110のA/D変換器120から出力されたR、G、Bの3色画像信号に各種の信号処理を施した上、輝度(Y)信号と色差[C(R-Y, B-Y)]信号で構成されるY/C信号を生成し、表示処理部176へ出力する。表示処理部176では、Y/C信号に各種の信号処理を施し、表示用のカラー通常画像信号を生成し、このカラー通常画像信号を、例えば液晶表示装置やCRT等からなるモニタ11へ出力する。

20

【0029】

推定分光データ算出手段180では、蛍光画像モードが選択されている場合に、画素毎に、スコープユニット110のA/D変換器120から出力されたR、G、Bの3色画像信号と予め記憶されている分光データ算出用の推定マトリクスデータを用いて、推定分光データを算出し、画像処理部182へ出力する。

【0030】

画像処理部182では、まず励起光L2が照射された場合に被観察部10から発せられる蛍光の中心波長帯域である480nmを含む波長帯域である特定蛍光波長帯域、例えば460nm～500nmの推定分光データを求める、この特定蛍光波長帯域の推定分光データに基づいて蛍光画像を生成する。またこの特定蛍光波長帯域を含まない波長帯域である準通常波長帯域、例えば410nm～460nmおよび500～700nmの推定分光データを求める、該準通常波長帯域の推定分光データに基づいて擬似カラー通常画像データと擬似白黒通常画像データとを生成する。さらに、擬似白黒通常画像データへ蛍光画像データを重畳した蛍光重畳画像データを生成し、擬似カラー通常画像データと蛍光重畳画像データとを表示処理部184へ出力する。表示処理部184では、擬似カラー通常画像データと蛍光重畳画像データを並べて表示した表示画像を生成、もしくは一枚の画像内へ合成処理した表示用のカラー画像信号を生成し、モニタ11へ出力する。

30

【0031】

光量制御部186は、通常画像処理部174および画像処理部182と接続され、照明通常画像モードが選択されている場合には、カラー通常画像の輝度に基づいて、照明光L1の光量を制御する。また、蛍光画像モードが選択されている場合には、擬似カラー通常画像の輝度に基づいて、照明光L1および励起光L2の光量を制御する。

40

【0032】

さらにプロセッサ部172には、メモリ190と、キーボード型の入力部192と、コープユニット110のコネクタ127と着脱自在に接続されるコネクタ194とが接続されている。コネクタ194には、コネクタ127と接続されているか否かを検知する接続検知部195が設けられている。またプロセッサ部172は、スコープユニット110の制御部121、照明光ユニット150の制御部167および励起光ユニット130に制御部140と接続されている。

【0033】

50

メモリ 190 には、被観察部 10 の推定分光データを算出するための推定マトリクスデータが記憶されている。推定マトリクスデータはテーブルとしてメモリ 190 にあらかじめ記憶されている。この推定マトリクスデータは、照明光 L1 の分光特性と、撮像素子のカラー感度特性および色フィルタの透過率等を含む撮像システム全体の分光特性とを加味したマトリクスデータであり、CCD 117 により撮像された RGB 画像信号と、この推定マトリクスデータとの演算により、照明光の種類や、撮像システムの固有の分光特性等に依存しない、被観察部の分光データを得ることができる。なお、この推定マトリクスデータの詳細は、特開 2003-93336 号公報あるいは特開 2007-202621 号公報などに開示されている。本実施形態において、このメモリ 190 に格納されている推定マトリクスデータの一例は次の表 1 のようになる。

【表 1】

パラメータ	$k_{pr}$	$k_{pg}$	$k_{pb}$
p1	$k_{1r}$	$k_{1g}$	$k_{1b}$
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	$k_{18r}$	$k_{18g}$	$k_{18b}$
p19	$k_{19r}$	$k_{19g}$	$k_{19b}$
p20	$k_{20r}$	$k_{20g}$	$k_{20b}$
p21	$k_{21r}$	$k_{21g}$	$k_{21b}$
p22	$k_{22r}$	$k_{22g}$	$k_{22b}$
p23	$k_{23r}$	$k_{23g}$	$k_{23b}$
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	$k_{43r}$	$k_{43g}$	$k_{43b}$
p44	$k_{44r}$	$k_{44g}$	$k_{44b}$
p45	$k_{45r}$	$k_{45g}$	$k_{45b}$
p46	$k_{46r}$	$k_{46g}$	$k_{46b}$
p47	$k_{47r}$	$k_{47g}$	$k_{47b}$
p48	$k_{48r}$	$k_{48g}$	$k_{48b}$
p49	$k_{49r}$	$k_{49g}$	$k_{49b}$
p50	$k_{50r}$	$k_{50g}$	$k_{50b}$
p51	$k_{51r}$	$k_{51g}$	$k_{51b}$
p52	$k_{52r}$	$k_{52g}$	$k_{52b}$
⋮	⋮	⋮	⋮
p59	$k_{59r}$	$k_{59g}$	$k_{59b}$

【0034】

この表 1 のマトリクスデータは、例えば 410 nm から 700 nm の波長域を 5 nm 間隔で分けた 59 の波長域パラメータ（係数セット）p1 ~ p59 からなる。パラメータ p1 ~ p59 は各々、マトリクス演算のための係数  $k_{pr}$ ,  $k_{pg}$ ,  $k_{pb}$  ( $p = 1 ~ 59$ ) から構成されている。

10

20

30

40

50

## 【0035】

以下、上記構成を有する本実施形態の蛍光内視鏡装置の動作について説明する。まず、被観察部10へ照明光L1を照射して取得したカラー通常画像を動画として表示する通常画像モードの際の動作について説明する。

## 【0036】

本蛍光内視鏡装置の使用に先立って、洗浄および殺菌されたスコープユニット110がプロセッサユニット170および照明光ユニット150へ取り付けられる。スコープユニット110の信号ライン125および信号ライン126の先端に設けられているコネクタ127は、プロセッサユニット170のコネクタ194へ接続される。また、ライトガイド112に先端に設けられている光コネクタ113は、照明光ユニット150の光コネクタ153と接続される。コネクタ194に設けられている接続検知部195は、コネクタ194へコネクタ127が接続された場合には、接続信号をプロセッサ部172へ出力する。また、光コネクタ153へ設けられている接続検知部154は、光コネクタ153へ光コネクタ113が接続された場合には接続信号を制御部167へ出力する。

10

## 【0037】

プロセッサ部172は、接続光検知部195および接続検知部154から接続信号が入力された場合に、照明光ユニット150のロータリーシャッタ159を回転し、通常画像モードにおける動作を可能とし、プロセッサユニット170のプロセッサ部172を介して入力部192の所定のキーの機能形態を設定し、かつプロセッサ部172およびスコープユニット110の制御部121を介して、スイッチ122の機能形態を設定する。プロセッサ部172の制御により、使用者が入力部192の所定のキーもしくはスイッチ122を押圧すると、動作モードが停止状態と通常画像モードとの間で切り替る。

20

## 【0038】

観察者が入力部192の所定のキーもしくはスイッチ122を一回押圧すると、通常画像モードにおける動作が開始される。照明光ユニット150では、駆動回路152によりキセノンランプ151が点灯し、照明光L1が射出される。照明光L1は、波長フィルタ155、絞り156、ダイクロイックミラー157を経て、集光レンズ158により光コネクタ113の端面へ集光され、ライトガイド112へ入射する。ライトガイド112内を伝播した照明光L1は、ライトガイド112の先端から射出して、照明用光学系111を介して被観察部10へ照射される。

30

## 【0039】

なお、照明光L1の波長帯域は、波長フィルタ155により410nm以上700nm以下へ制限され、照明光L1の光量は絞り156により制御されている。絞り156による照明光L1の光量制御動作については後述する。

## 【0040】

CCD駆動回路118によって駆動されたCCD117がこの被観察部10の像を撮像し、撮像信号を出力する。この撮像信号はCDS/AGC回路119で相關二重サンプリングと自動利得制御による増幅を受けた後、A/D変換器18でA/D変換されて、RGB画像信号としてプロセッサユニット170のプロセッサ部172の通常画像処理部174へ入力される。通常画像処理部174では、通常画像モードが選択されている場合に、スコープユニット110のA/D変換器120から出力されたR、G、Bの3色画像信号に各種の信号処理を施した上、輝度信号Yと色差信号Cで構成されるY/C信号（カラー通常画像信号）を生成し、表示処理部176へ出力する。表示処理部176では、このY/C信号へ対し、I/P変換およびノイズ除去などの各種信号処理を施し、モニタ11へ出力する。

40

## 【0041】

また、通常画像処理部174は、画素毎の輝度信号Y、または隣接する複数画素の平均輝度信号Y'を光量制御部186へ出力する。光量制御部186では、1フレーム毎に指定エリア画素の平均輝度値Yaを算出し、予めメモリ190へ記憶されている基準輝度値Yrと比較して、比較結果に基づいて絞り制御信号を選択し、照明光ユニット150の制

50

御部 167 へ出力する。この絞り制御信号としては、平均輝度値  $Y_a$  が基準輝度値  $Y_r$  より大きければ絞り 156 の絞り量を小さくする信号が選択され、平均輝度値  $Y_a$  が基準輝度値  $Y_r$  より小さければ絞り 156 の絞り量を大きくする信号が選択され、平均輝度値  $Y_a$  が基準輝度値  $Y_r$  と略等しい場合には、絞り量を維持する信号が選択される。

【0042】

照明光ユニット 150 の制御部 167 では、この絞り制御信号に基づいて、絞り 156 の絞り量を制御する。

【0043】

次に蛍光画像モードの際の動作について説明する。蛍光画像モードを使用する前には、まず、洗浄および殺菌されたスコープユニット 110 がプロセッサユニット 170 および照明光ユニット 150 へ取り付けられる。スコープユニット 110 の信号ライン 125 および信号ライン 126 の先端に設けられているコネクタ 127 は、プロセッサユニット 170 のコネクタ 194 へ接続される。コネクタ 194 に設けられている接続検知部 195 は、コネクタ 194 へコネクタ 127 が接続された場合には、接続信号をプロセッサ部 172 へ出力する。また、ライトガイド 112 に先端に設けられている光コネクタ 113 は、照明光ユニット 150 の光コネクタ 153 と接続される。光コネクタ 153 へ設けられている接続検知部 154 は、光コネクタ 153 へ光コネクタ 113 が接続された場合には接続信号を制御部 167 へ出力する。

10

【0044】

さらに、励起光ユニット 130 が照明光ユニット 150 へ接続される。励起光ユニット 130 の信号ライン 141 の先端に設けられているコネクタ 142 は、照明光ユニット 150 のコネクタ 165 へ接続される。コネクタ 165 に設けられている接続検知部 166 は、コネクタ 165 へコネクタ 142 が接続された場合には、接続信号を制御部 167 へ出力する。またライトガイド 133 の先端に設けられている光コネクタ 136 は、照明光ユニット 150 の光コネクタ 161 へ接続される。光コネクタ 161 に設けられている接続検知部 162 は、光コネクタ 162 へ光コネクタ 136 が接続された場合には接続信号を制御部 167 へ出力する。

20

【0045】

励起光ユニット 130 の制御部 140 は、照明光ユニット 150 の制御部 167 と通信を行い、接続検知部 166 および接続検知部 162 から接続信号が入力された場合に、励起光ユニット 130 のスイッチ 134 を閉じ、半導体レーザ 131 と駆動回路 132 との間を電気的に接続し、駆動回路 132 による半導体レーザ 131 の駆動を可能とし、またプロセッサユニット 170 のプロセッサ部 172 を介して入力部 192 の所定のキーの機能形態を設定し、かつプロセッサ部 172 およびスコープユニット 110 の制御部 121 を介して、スイッチ 122 の機能形態を設定する。制御部 140 の制御により、使用者が入力部 192 の所定のキーもしくはスイッチ 122 を押圧すると、動作モードが停止状態、通常画像モードと蛍光画像モードの間で切り替る。なお、接続検知部 166 および接続検知部 162 に両方から接続信号が入力されていない場合、すなわち両者から接続信号が入力されていない、あるいはどちらか一方から接続入力信号が入力されていない場合には、励起光ユニット 130 においては、常にスイッチ 134 は開状態となっている。このため、励起光ユニット 130 が、照明光ユニット 150 へ接続されていない状態で、半導体レーザ 131 が駆動されることはない。

30

【0046】

通常画像モードにおいて動作している際に、観察者が入力部 192 の所定のキーもしくはスイッチ 122 を一回押圧すると、蛍光画像モードにおける動作が開始される。照明光ユニット 150 に加え励起光ユニット 130 が動作を開始する。駆動回路 132 により半導体レーザ 131 が駆動され、波長 405 nm の励起光 L2 が射出される。励起光 L2 は、集光光学系 135 により集光され、ライトガイド 133 の端面へ入射する。ライトガイド 133 を伝播した励起光 L2 は、光コネクタ 136、光コネクタ 161 を介してライトガイド 163 へ入射する。ライトガイド 163 を伝播し、その端部から射出した励起光 L

40

50

2は、コリメータレンズ164により平行光へ変換され、ダイクロイックミラー157へ入射する。励起光L2の波長が405nmであるため、励起光L2はダイクロイックミラー157で直角に反射し、集光レンズ158により光コネクタ113の端面へ集光され、ライトガイド112へ入射する。ライトガイド112内を伝播した励起光L2は、ライトガイド112の先端から射出して、照明用光学系111を介して被観察部10へ照射される。なお、この際には、被観察部10へは照明光L1も同時に照射されている。なお、励起光L2の光量は、駆動回路132の駆動電流により制御されている。この駆動電流による励起光L2の光量制御動作については後述する。

#### 【0047】

CCD駆動回路118によって駆動されたCCD117が、被観察部10で反射された照明光L1の反射光と、励起光L2が照射されてことにより、被観察部10から発せられる蛍光とからなる像を撮像する。なお、CCD117の先端には、波長410nm以下の光をカットする励起光カットフィルタが設けられているため、励起光L2の反射光はほとんどCCD117へは入射しない。CCD117は、撮像信号を出力し、この撮像信号はCDS/AGC回路119で相関二重サンプリングと自動利得制御による增幅を受けた後、A/D変換器18でA/D変換されて、RGB画像信号としてプロセッサユニット170のプロセッサ部172の推定分光データ算出手段180へ入力される。

#### 【0048】

推定分光データ算出手段180では、各画素毎に、3色画像信号R、G、Bに対して、メモリ100に記憶されている推定マトリクスデータの全てのパラメータからなる $3 \times 59$ のマトリクスを用いて、次式で示すマトリクス演算を行って、推定分光データ( $q_1 \sim q_{59}$ )を作成し、画像処理部182へ出力する。

#### 【数1】

$$\begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{59} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{59r} & k_{59g} & k_{59b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

#### 【0049】

図2Aおよび図2Bは、各画素毎に作成される、この推定分光データ( $q_1 \sim q_{59}$ )のスペクトル分布の一例を表したものである。図2Aは蛍光が発せられている被観察部10に対応する画素におけるスペクトル分布を示し、図2Bは、蛍光が発せられていない被観察部10に対応する画素におけるスペクトル分布を示すものである。それぞれ、横軸は推定分光データの各データ値 $q_1 \sim q_{59}$ が対応する波長を、縦軸は各データ値の $q_1 \sim q_{59}$ の強度を示している。

#### 【0050】

図2Bに示すように、蛍光が発せられていない被観察部10から取得されたスペクトル分布は、被観察部10における分光反射率を反映したものとなる。より具体的には、各データ値 $q_1 \sim q_{59}$ の強度は、被観察部10の分光反射率とCCD17の各画素に入射した光の強度との積を反映した値となる。

#### 【0051】

図2Aに示すように、蛍光が発せられている被観察部10から取得されたスペクトル分布は、蛍光の中心波長である波長480nm近傍において、被観察部10における分光反射率と蛍光強度を反映したものとなる。より具体的には、各データ値 $q_1 \sim q_{59}$ の強度は、被観察部10の分光反射率と、発せられた蛍光の分光放射率と、CCD17の各画素に入射した光の強度とを反映した値となる。なお、推定分光データ( $q_1 \sim q_{59}$ )を作成するために用いた推定マトリクスは、被観察部10の分光反射率を算出するためのマトリクスであるため、各データ値 $q_1 \sim q_{59}$ は、蛍光の分光放射率を正確に反映した値ではないが、蛍光の分光放射率の大小に関する情報を含むものである。このため、推定分光

10

20

30

40

50

データ (  $q_{1 \sim 59}$  ) を用いて、以下に説明するように、擬似蛍光収率を算出することができる。

【 0 0 5 2 】

画像処理部 182 では、各画素毎に、以下の信号処理を行う。まず励起光  $L_2$  が照射された場合に被観察部 10 から発せられる蛍光の中心波長帯域である  $480 \text{ nm}$  を含む波長帯域である特定蛍光波長帯域、例えば図 3 に示すような  $460 \text{ nm} \sim 500 \text{ nm}$  の波長帯域の推定分光データから、この特定蛍光波長帯域の光強度である擬似蛍光強度を算出する。なお、この擬似蛍光強度は、蛍光の強度そのものを表す値ではないが、上述のように蛍光の分光放射率の大小に関する情報を含む値である。

【 0 0 5 3 】

また、この特定蛍光波長帯域を含まない波長帯域である準通常波長帯域、例えば図 4 に示すような  $410 \text{ nm} \sim 460 \text{ nm}$  および  $500 \sim 700 \text{ nm}$  の波長帯域の推定分光データから、擬似 3 色画像信号  $R_s$ 、 $G_s$ 、 $B_s$  を求める。この際には、例えば、 $410 \text{ nm} \sim 460 \text{ nm}$  の波長帯域の推定分光データから光強度を算出し、その値を  $B_s$  信号とする。また、 $500 \text{ nm} \sim 600 \text{ nm}$  の波長帯域の推定分光データから光強度を算出し、その値を  $G_s$  信号とし、さらに  $600 \text{ nm} \sim 700 \text{ nm}$  の波長帯域の推定分光データから光強度を算出し、その値を  $R_s$  信号とする。

【 0 0 5 4 】

この擬似 3 色画像信号  $R_s$ 、 $G_s$ 、 $B_s$  を用いて、輝度信号  $Y$  と色差信号  $C$  で構成される  $Y/C$  信号（擬似カラー通常画像信号）を生成し、擬似カラー通常画像信号として表示処理部 184 へ出力する。

【 0 0 5 5 】

なお、蛍光強度は、励起光強度にはほぼ比例するが、励起光強度は距離の 2 乗に反比例して低下する。そのため、光源から遠くにある正常組織からよりも近くにある病変組織の方が、強い蛍光を受光する場合があり、蛍光の強度の情報だけでは被観察部の組織性状を表すことはできない。そのため、従来から励起光とは異なる波長帯域の光を参照光として被観察部に照射し、この参照光の照射を受けた被観察部によって反射された反射光の強度（以下参照光強度と記載）を検出して、蛍光強度をこの参照光強度により除算した蛍光収率を求め、該蛍光収率に基づいて蛍光画像を生成することが行われている。

【 0 0 5 6 】

画像処理部 182 では、上記の参照強度として擬似カラー通常画像信号の輝度信号  $Y$  の値を使用すること、すなわち擬似蛍光強度を、擬似カラー通常画像信号の輝度信号  $Y$  の値で除算することにより、擬似蛍光収率を求め、この擬似蛍光収率に対して、例えば、図 5 に示すように、赤、黄、緑の色を順次割り当てて、蛍光画像を作成する。この場合には擬似蛍光収率が小さくなる病変組織は赤色に、擬似蛍光収率が大きい正常組織は緑色に表示される。なお、擬似蛍光収率が所定の下限値以下である場合には、赤のみを割り当て、所定の上限値以上である場合には緑を割り当てる。あるいは、図 6 に示すように、擬似蛍光収率に対して、赤、黄、緑、シアン、青を割り当て、擬似蛍光収率が所定の下限値以下である場合、あるいは所定の上限値以上である場合には無彩色を割り当ててもよい。

【 0 0 5 7 】

なお、本実施の形態においては、参照光強度として擬似カラー通常画像信号の輝度信号  $Y$  の値を用いたが、例えば、擬似カラー通常画像信号の輝度信号  $Y$  の値の変わりに、画像信号  $R_s$  の光強度や、あるいは正常組織から発せられる蛍光強度と病変組織から発せられる蛍光強度との差が少ない長波長帯域、例えば  $620 \text{ nm}$  における推定分光データから求めた光強度などを用いてもよい。

【 0 0 5 8 】

画像処理部 182 では、観察者が、擬似蛍光収率が小さくなる病変組織の位置を確認しやすいうように、擬似カラー通常画像信号の輝度信号  $Y$  のみを反映させた画像、すなわち擬似白黒通常画像へ、上述の蛍光画像を重畳した蛍光重畳画像データを生成して、表示処理部 184 へ出力する。表示処理部 184 では、画像処理部 182 から出力された擬似カラ

10

20

30

40

50

ー通常画像データと蛍光重畠画像データを並べて表示した表示画像を生成、もしくは擬似カラー通常画像データと蛍光重畠画像データとを一枚の画像内へ合成処理した表示用のカラー画像信号を生成し、モニタ11へ出力して表示させる。

【0059】

また、画像処理部182は、画素毎の擬似カラー通常画像信号の輝度信号Y、または隣接する複数画素の平均輝度信号Y'を光量制御部186へ出力する。光量制御部186では、1フレーム毎に指定エリア画素の平均輝度値Yaを算出し、予めメモリ190へ記憶されている基準輝度値Yrと比較して、比較結果に基づいて絞り制御信号を選択し、照明光ユニット150の制御部167へ出力する。また同時に励起光ユニット130において、駆動回路132から半導体レーザ131へ供給される駆動電流の値を制御する駆動電流制御信号を求め、この駆動電流制御信号を励起光ユニット130の制御部140へ出力する。

10

【0060】

絞り制御信号としては、平均輝度値Yaが基準輝度値Yrより大きければ絞り156の絞り量を小さくする信号が選択され、平均輝度値Yaが基準輝度値Yrより小さければ絞り156の絞り量を大きくする信号が選択され、平均輝度値Yaが基準輝度値Yrと略等しい場合には、絞り量を維持する信号が選択される。また、予め、照明光L1の光量と励起光L2の光量との比率が所定の値になるように、絞り制御信号と対応する駆動電流制御信号がメモリ190に記憶されている。

20

【0061】

照明光ユニット150の制御部167では、この絞り制御信号に基づいて、絞り156の絞り量を制御する。また、励起光ユニット130の制御部140では、この駆動電流制御信号に基づいて、駆動回路132から半導体レーザ131へ供給する電流値が制御される。

20

【0062】

以上の説明で明らかなように、本発明による蛍光内視鏡装置では、励起光ユニット130が照明光ユニット150へ接続されていることが検知されていない場合、すなわち接続検知部162および接続検知部166の両方から接続信号が出力されていない場合には、励起光ユニット130の駆動回路132と半導体レーザの間に設けられているスイッチ134が開状態を維持するため、半導体レーザ131へ電流が供給されることがない。このため、蛍光内視鏡装置の使用者がレーザ等の励起光用の光源の取り扱いには慣れていない場合であっても、安全に蛍光画像を取得することができる。

30

【0063】

また、励起光ユニット130が照明光ユニット150へ接続されていることが検知されていない場合には、入力部192の所定のキーもしくはスコープユニット110のスイッチを押圧しても、動作状態は動作停止状態と通常画像モードの間で切り替るのみであり、蛍光画像モードへ切り替ることはない。このため、誤動作が生じる虞がなく、装置の利便性がさらに向上する。

【0064】

なお、本実施の形態においては、通常画像モードが選択された場合に信号処理を行う、通常画像処理部174および表示処理部176と、蛍光画像モードが選択された場合に信号処理を行う、推定分光データ算出部180、画像処理部182および表示処理部184とをプロセッサ部172とを設けたが、プロセッサ部172の形態はこのような形態に限定されるものではなく、例えば推定分光データ算出部180と、通常画像処理部174および画像処理部182として機能する画像処理部と、表示処理部176および表示処理部184として機能する表示処理部とを設け、通常画像モードが選択された場合には、スコープ110から出力された信号を直接画像処理部へ入力し、蛍光画像モードが選択された場合には、スコープ110から出力された信号を推定分光データ算出部180へ入力するような構成としてもよい。

40

【0065】

50

さらに、本実施の形態においては、照明光 L 1 と励起光 L 2 とを同時に被観察部 1 0 へ照射し、C C D 1 1 7 で撮像した画像信号と、予めメモリ 1 9 0 に記憶されているマトリクスデータを用いて、推定分光データを算出し、この推定分光データから蛍光強度を算出し、この蛍光強度に基づいて蛍光画像を生成する蛍光内視鏡装置を用いて説明を行ったが、蛍光内視鏡装置のスコープユニットおよびプロセッサユニットの形態は、上記のような実施形態に限定されるものではなく、通常画像と蛍光画像とを取得できる形態であれば、いかなる形態であってもよい。

#### 【 0 0 6 6 】

また、C C D 1 1 7 のモザイクフィルタとしては、原色型の3色フィルタを用いて説明を行ったが、これに限定されるものではなく、4色型あるいは補色型等のモザイクフィルタ等を用いることもできる。この場合には、C C D 1 1 7 から出力される信号を信号処理により原色型の信号へ変換してもよいし、予めこれらのモザイクフィルタの分光特性に合わせた推定マトリクスデータをメモリへ記憶させておいてもよい。

10

#### 【 0 0 6 7 】

なお、本実施の形態においては、生体組織そのものから発せられる自家蛍光を取得したが、取得する蛍光は例えば蛍光薬剤であるインドシアニングリーン (Indocyanine green) 等が注入された観察部から発せられる薬剤蛍光であってもよい。また、励起光として 4 0 5 n m の光を用いたが、これに限定されるものではない。例えば、蛍光薬剤としてインドシアニングリーン (Indocyanine green) を用いる場合であれば、7 0 0 n m ~ 8 0 0 n m の波長帯域の光を励起光として使用することができ、8 0 0 n m 以上の波長帯域の薬剤蛍光が発せられる。さらに、励起光光源の種類はレーザに限らず、L E D でも良い。

20

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 0 6 8 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る蛍光内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図 2 A】波長と擬似分光反射率データとの関係を示す図

【図 2 B】波長と分光反射率データとの関係を示す図

【図 3】特定蛍光波長帯域における波長と擬似分光反射率データとの関係を示す図

【図 4】準通常波長帯域における波長と擬似分光反射率データとの関係を示す図

【図 5】蛍光収率に対する色の割り当て方法の説明図

【図 6】他の蛍光収率に対する色の割り当て方法の説明図

30

【図 7】正常組織および病変組織から発せられる蛍光のスペクトルの説明図

#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 0 6 9 】

1 0 観察部

1 1 モニタ

1 0 0 蛍光内視鏡装置

1 1 0 スコープユニット

1 1 1 照明用光学系

1 1 2 ライトガイド

1 1 3 光コネクタ

1 1 5 結像レンズ

1 1 6 励起光カットフィルタ

40

1 1 7 C C D

1 1 8 C C D 駆動回路

1 2 1 制御部

1 2 2 スイッチ

1 2 5 信号ライン

1 2 6 信号ライン

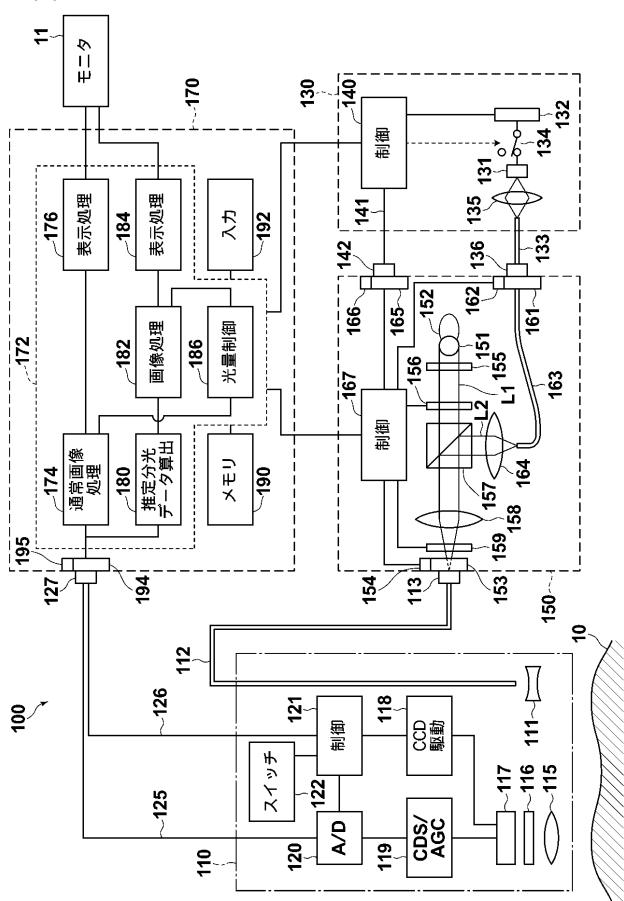
1 2 7 コネクタ

1 3 0 励起光ユニット

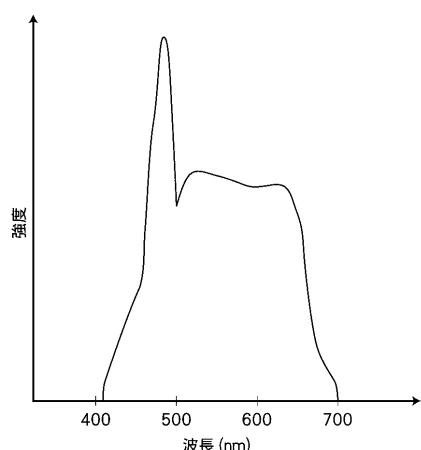
50

1 3 1	半導体レーザ	
1 3 2	駆動回路	
1 3 3	ライトガイド(ファイバー)	
1 3 4	スイッチ	
1 3 6	光コネクタ	
1 5 0	照明光ユニット	
1 5 1	キセノンランプ	
1 5 2	駆動回路	
1 5 3	光コネクタ	
1 5 4	接続検知部	10
1 5 5	波長フィルタ	
1 5 6	絞り	
1 5 7	ダイクロイックミラー	
1 5 8	集光レンズ	
1 5 9	ロータリーシャッタ	
1 6 1	光コネクタ	
1 6 2	接続検知部	
1 6 3	ライトガイド(ファイバー)	
1 6 4	レンズ	
1 6 5	コネクタ	20
1 6 6	接続検知部	
1 6 7	制御部	
1 7 0	プロセッサユニット	
1 7 2	プロセッサ部	
1 7 4	通常画像処理部	
1 7 6	表示処理部	
1 8 0	推定分光データ算出部	
1 8 2	画像処理部	
1 8 4	表示処理部	
1 8 6	光量制御部	30
1 9 0	メモリ	
1 9 2	入力部	

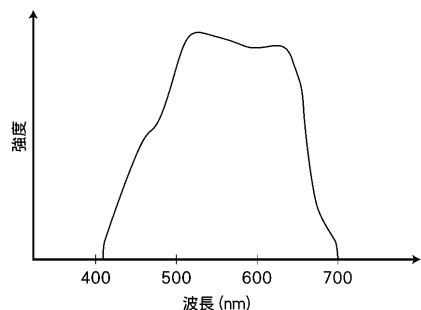
【図1】



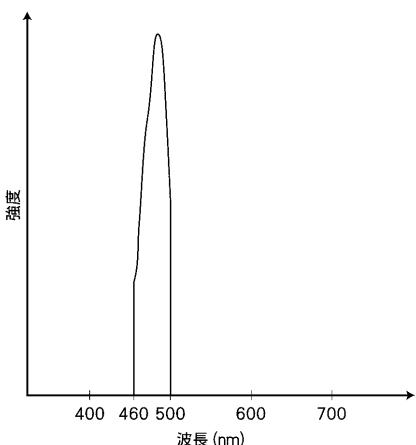
【図2 A】



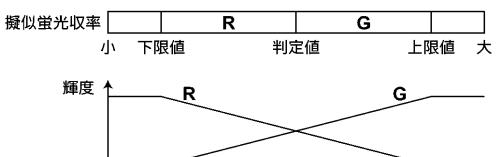
【図2 B】



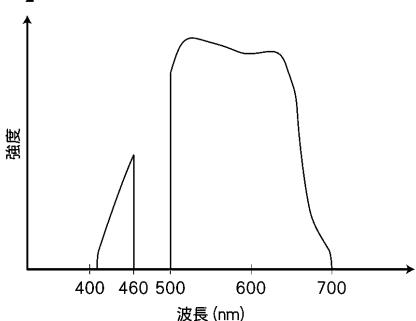
【図3】



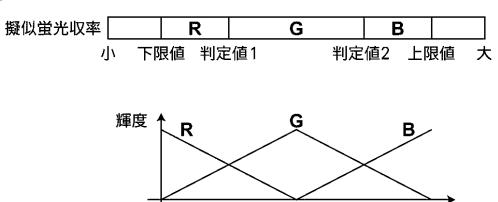
【図5】



【図4】

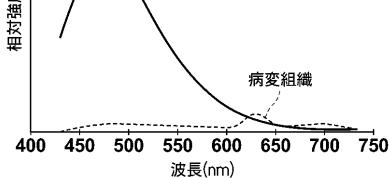


【図6】



正常組織

病変組織



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009279168A5</a>	公开(公告)日	2011-03-17
申请号	JP2008134069	申请日	2008-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	石井秀一		
发明人	石井秀一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR24 4C061/WW17 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR24 4C161/WW17		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP5081720B2 JP2009279168A		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光内窥镜装置，其中可以安装和拆卸激发光单元，其中充分考虑了安全性，并且具有优异的可操作性和激发光单元。解决方法：荧光内窥镜设备100包括发射照明光L1的照明光单元150和与照明光单元150可自由拆卸地连接并发射激发光L2的激发光单元130。当激发光单元130连接到照明光单元150时，从设置到光学连接器161的连接检测单元162和提供给连接器165的连接检测单元166输出连接检测信号。当不输出连接信号时由于激发光单元130未连接到照明光单元150，所以从连接检测单元162或连接检测单元166开始，设置在激发光单元130的驱动电路132和半导体激光器131之间的开关134保持开放状态。