

(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2014-46075

(P2014-46075A)

(43) 公開日 平成26年3月17日(2014.3.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
	G 0 2 B 23/26 A	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2012-193073 (P2012-193073)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成24年9月3日 (2012.9.3)		コニカミノルタ株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
		(74) 代理人	100105050
			弁理士 鷲田 公一
		(74) 代理人	100155620
			弁理士 木曾 孝
		(72) 発明者	真島 雅尚
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタテクノロジーセンター株式会社内
		(72) 発明者	中島 雅章
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタテクノロジーセンター株式会社内

最終頁に続く

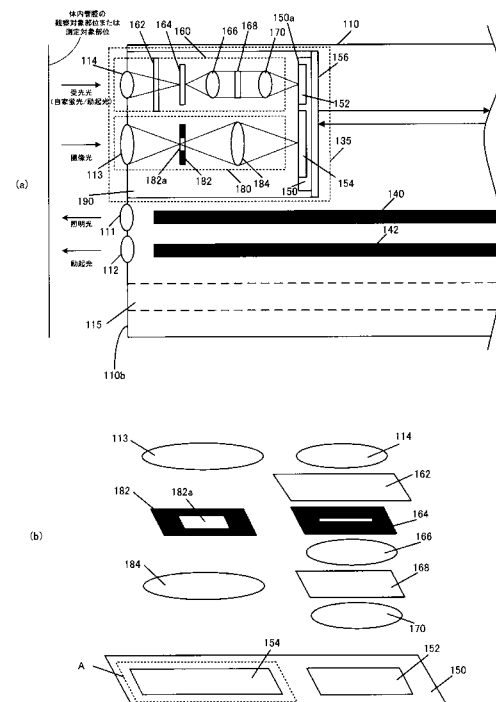
(54) 【発明の名称】 光学ユニットおよび内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 1つの撮像素子で観察対象部位の撮像および測定対象部位の分光測定を容易に行うことが可能な光学ユニットおよび内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 光学ユニット135は、観察対象部位の撮像光を受光する撮像領域154（第1受光領域）、および測定対象部位の放射光を受光する分光領域152（第2受光領域）が同一受光面上に形成された撮像素子150と、撮像領域154に撮像光を導光する撮像光学系180と、分光領域152に放射光を導光する分光光学系160と、撮像光学系180および分光光学系160を観察対象部位に対して並列になるように収容する筐体190とを備える。撮像光学系180の光路上には、通過する光束の面積を制限する開口部182aを有する遮光マスク182が配置されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内管腔の観察対象部位の撮像光および当該体内管腔の測定対象部位の放射光を受光する光学ユニットであって、

前記観察対象部位の撮像光を受光する第 1 受光領域、および前記測定対象部位の放射光を受光する第 2 受光領域が同一受光面上に形成された撮像素子と、

前記第 1 受光領域に前記撮像光を導光する撮像光学系と、

前記第 2 受光領域に前記放射光を導光する分光光学系と、

前記撮像光学系および前記分光光学系を、前記観察対象部位に対して並列になるように収容する筐体と、

を備え、

前記撮像光学系の光路上には、通過する光束の面積を制限する開口部を有する遮光マスクが配置されている光学ユニット。

【請求項 2】

前記撮像光学系は、1 枚の対物レンズ又は複数枚のレンズからなる対物光学系を有しており、該対物レンズ又は対物光学系の焦点位置に前記遮光マスクが配置されている請求項 1 に記載の光学ユニット。

【請求項 3】

前記撮像素子はモノクロタイプの撮像素子である請求項 1 又は請求項 2 に記載の光学ユニット。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 に記載の光学ユニットを有する内視鏡本体と、

前記内視鏡本体に接続され、前記第 1 受光領域で撮像された前記観察対象部位の撮像データを処理し、前記第 2 受光領域で分光測定された前記測定対象部位の分光測定データを処理する内視鏡プロセッサと、

を備える内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光学ユニットおよび内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

体内管腔の観察対象部位を撮像するだけでなく、測定対象部位に励起光を照射することで測定対象部位から放射される放射光である自家蛍光を分光してそのスペクトルデータの取得（測定対象部位の分光測定）が可能な内視鏡装置が知られている。

【0003】

かかる内視鏡装置において、観察対象部位の撮像に用いる撮像素子（例えば CCD（Charge Coupled Device））を測定対象部位の分光測定にも用いることが、例えば特許文献 1 に記載されている。

【0004】

特許文献 1 に記載の内視鏡装置では、撮像素子の受光面が撮像用および分光測定用の 2 つの領域に分けられている。そして、分光測定用領域を構成する個々のサブ領域に異なる波長の蛍光を入射させるように構成されたフィルターが、分光測定用領域を覆って配置されている。この分光目的のフィルター（以下、「分光フィルター」という）は、個々のサブ領域に合わせて千鳥格子状に複数の微小区域に分けられている。例えば、あるサブ領域に対応する区域では 350 ± 2.5 [nm] の光が透過され、その隣のサブ領域に対応する区域では 355 ± 2.5 [nm] の光が透過される。このように、この分光フィルターは、一定幅の波長帯を有する蛍光を 5 [nm] 刻みで分光し、各分割波長帯の蛍光を、撮像素子に設けられた分光測定用領域内の別々のサブ領域に入射させる。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-185513号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に記載の技術では、自家蛍光の特定の波長について強度を得る（分光する）ため、細かく分割されている波長領域毎のバンドパスフィルターを撮像素子の上に直接貼り付け、各バンドパスフィルターを通して得られた蛍光の強度から、波長領域毎の蛍光の強度、すなわちスペクトル分布を得ていた。しかしながら、波長領域が細かく分かれているバンドパスフィルターを製造することは非常に困難である。また、製造できたとしても、各バンドパスフィルターを、各波長領域に対応した撮像素子上の画素に実装することは技術的に非常に難しい。また、特許文献1に記載される電子内視鏡装置では、一つのレンズを測定と撮像とで共用するとともに、ビームスプリッタ及び全反射ミラーによって、内視鏡の長手方向に順に並べた測定領域と撮像領域とにそれぞれ測定光と撮像光とを入射させるようにしている。しかしながら、ビームスプリッタを用いて蛍光を測定領域に導くと蛍光の光量をロスしやすく、微弱な蛍光の測定には不利である。また、特定波長の蛍光のみを反射し、その他の波長域の光を透過するような性能を持つビームスプリッタを作製するのは難易度が高くコストアップに繋がりがやすい。さらに、一部の蛍光がビームスプリッタを通過し、全反射ミラーによって反射された後、撮像領域ではなく測定領域に入射してしまう可能性もある。

【0007】

本発明は、上記従来技術の問題点を解消し、1つの撮像素子で観察対象部位の撮像および測定対象部位の分光測定を容易に行うことが可能な光学ユニットおよび内視鏡装置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】

【0008】

本発明に係る光学ユニットは、
体内管腔の観察対象部位の撮像光および当該体内管腔の測定対象部位の放射光を受光する光学ユニットであって、
前記観察対象部位の撮像光を受光する第1受光領域、および前記測定対象部位の放射光を受光する第2受光領域が同一受光面上に形成された撮像素子と、
前記第1受光領域に前記撮像光を導光する撮像光学系と、
前記第2受光領域に前記放射光を導光する分光光学系と、
前記撮像光学系および前記分光光学系を、前記観察対象部位に対して並列になるように収容する筐体と、

を備え、

前記撮像光学系の光路上には、通過する光束の面積を制限する開口部を有する遮光マスクが配置されている。

本発明に係る内視鏡装置は、

上記光学ユニットを有する内視鏡本体と、

前記内視鏡本体に接続され、前記第1受光領域で撮像された前記観察対象部位の撮像データを処理し、前記第2受光領域で分光測定された前記測定対象部位の分光測定データを処理する内視鏡プロセッサと、

を備える。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、1つの撮像素子で観察対象部位の撮像および測定対象部位の分光測定を容易に行うことが可能な光学ユニットおよび内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】**【 0 0 1 0 】**

【図 1】本実施の形態における内視鏡装置の構成を示す図である。

【図 2】本実施の形態における挿入部の先端部の構成を示す図である。

【図 3】本実施の形態における挿入部の内部構成を示す図である。

【図 4】本実施の形態における撮像および分光測定動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】**【 0 0 1 1 】**

以下、本実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。

[内視鏡装置 1 0 の構成]

10

図 1 に示す内視鏡装置 1 0 は、内視鏡本体 1 0 0 および内視鏡プロセッサ 2 0 0 を備える。内視鏡本体 1 0 0 は、体内管腔に導入可能に形成された可撓性を有する長尺の挿入部 1 1 0 と、挿入部 1 1 0 の基端部 1 1 0 a に設けられた操作部 1 2 0 と、操作部 1 2 0 を介して挿入部 1 1 0 と内視鏡プロセッサ 2 0 0 とを通信可能に接続するケーブル 1 3 0 とを備える。

【 0 0 1 2 】

挿入部 1 1 0 は、管腔内部を進入する際に管腔の湾曲に応じて容易に湾曲可能な可撓性を、挿入部 1 1 0 の略全長にわたって有する。また、挿入部 1 1 0 は、操作部 1 2 0 のノブ 1 2 0 a の操作に従って先端部 1 1 0 b 側の一定範囲（操作可能部 1 1 0 c）を任意の角度で湾曲させることができる機構（図示せず）を有する。

20

【 0 0 1 3 】

挿入部 1 1 0 の先端部 1 1 0 b には、図 2 に示すように、第 1 照明窓 1 1 1、第 2 照明窓 1 1 2、第 1 観察窓 1 1 3、第 2 観察窓 1 1 4 および鉗子チャンネル 1 1 5 が配設されている。

【 0 0 1 4 】

第 1 照明窓 1 1 1 は、例えば対物レンズであり、内視鏡プロセッサ 2 0 0 から導光された照明光を体内管腔の観察対象部位に照射する。第 2 照明窓 1 1 2 は、例えば対物レンズであり、内視鏡プロセッサ 2 0 0 から導光された励起光を体内管腔の測定対象部位に照射する。

【 0 0 1 5 】

30

第 1 観察窓 1 1 3 は、第 1 照明窓 1 1 1 から観察対象部位に照明光が照射された場合、観察対象部位からの反射光を撮像光として取り込む。第 1 観察窓 1 1 3 は、例えば、1 枚の対物レンズ又は複数枚のレンズからなる対物光学系である。第 2 観察窓 1 1 4 は、第 2 照明窓 1 1 2 から測定対象部位に励起光が照射された場合、測定対象部位からの反射光および励起光を照射した結果として測定対象部位から放射される放射光である自家蛍光を受光光として取り込む。第 2 観察窓 1 1 4 は、例えば、1 枚の対物レンズ又は複数枚のレンズからなる対物光学系である。

【 0 0 1 6 】

鉗子チャンネル 1 1 5 は、操作部 1 2 0 に形成された導入口 1 2 0 b と連通するように挿入部 1 1 0 に形成された内腔である。鉗子チャンネル 1 1 5 には、病変部の観察、病変部の診断および病変部の手術等を行うための様々な機器を挿通することができる。

40

【 0 0 1 7 】**[挿入部 1 1 0 の内部構成]**

次に、図 3 (a) , (b) を参照し、挿入部 1 1 0 の内部構成について説明する。図 3 (b) は、挿入部 1 1 0 の内部に設けられた主要構成（分光光学系 1 6 0、撮像光学系 1 8 0 および撮像素子 1 5 0）を概略的に示す図である。

【 0 0 1 8 】

挿入部 1 1 0 は、第 1 照明窓 1 1 1、第 2 照明窓 1 1 2、鉗子チャンネル 1 1 5、照明光ファイバー 1 4 0、励起光ファイバー 1 4 2 および光学ユニット 1 3 5 を有する。

【 0 0 1 9 】

50

照明光ファイバー１４０は、挿入部１１０内に収容された１本の光ファイバーまたは複数本の光ファイバーの束であり、内視鏡プロセッサ２００内で生成された照明光を挿入部１１０の先端部１１０ｂ近傍まで導光する。照明光ファイバー１４０の端面は第１照明窓１１１に対向して配置されているため、照明光ファイバー１４０から射出された照明光は、第１照明窓１１１を介して体内管腔の観察対象部位に照射される。

【００２０】

励起光ファイバー１４２は、挿入部１１０内に収容された１本の光ファイバーまたは複数本の光ファイバーの束であり、内視鏡プロセッサ２００内で生成された励起光を挿入部１１０の先端部１１０ｂ近傍まで導光する。励起光ファイバー１４２の端面は第２照明窓１１２に対向して配置されているため、励起光ファイバー１４２から射出された励起光は、第２照明窓１１２を介して体内管腔の測定対象部位に照射される。

10

【００２１】

観察対象部位または測定対象部位に対して照明光または励起光が照射されたときの観察対象部位または測定対象部位からの光は、光学ユニット１３５を通過することで、挿入部１１０に受光される。

【００２２】

光学ユニット１３５は、ＣＣＤやＣＭＯＳ（Ｃｏｍｐｌｅｍｅｎｔａｒｙ Ｍｅｔａｌ Ｏｘｉｄ Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ）イメージセンサからなる撮像素子１５０と、分光光学系１６０と、撮像光学系１８０と、分光光学系１６０および撮像光学系１８０を観察対象部位に対して並列になるように収容する例えば樹脂性の筐体１９０とを備える。

20

【００２３】

分光光学系１６０は、励起光の照射によって測定対象部位から発せられる自家蛍光を分光して撮像素子１５０の分光領域１５２（第２受光領域）に導光する。

【００２４】

撮像光学系１８０は、照明光の照射によって観察対象部位から発せられた撮像光を撮像素子１５０の撮像領域１５４（第１受光領域）に導光する。

【００２５】

分光光学系１６０は、第２観察窓１１４、バンドパスフィルター１６２、スリット１６４、コリメートレンズ１６６、回折格子１６８および集光レンズ１７０を有する。

【００２６】

第２観察窓１１４は、励起光の照射によって測定対象部位から発せられる受光光（反射した励起光および自家蛍光）を集光する。

30

【００２７】

バンドパスフィルター１６２は、特定波長の光のみを透過し、それ以外の光を反射する特性を有する光学フィルターである。このようなフィルターを設けることにより、不要な光成分を除去することができる。本実施の形態では、バンドパスフィルター１６２は、第２観察窓１１４により集光された受光光のうち、測定対象となる自家蛍光のみを透過させる。

【００２８】

スリット１６４は、矩形状に形成されており、回折格子１６８に入射させる光の幅を調整する。

40

【００２９】

コリメートレンズ１６６は、スリット１６４からの光束を略平行な光束に変換する。

【００３０】

回折格子１６８は、透過型の回折格子であり、コリメートレンズ１６６を通過した光を各波長に分解（分光）して集光レンズ１７０に向け射出する。

【００３１】

集光レンズ１７０は、回折格子１６８により分光された各波長の光を集光して撮像素子１５０の分光領域１５２に射出する。

【００３２】

50

撮像光学系 180 は、第 1 観察窓 113、遮光マスク 182 および集光レンズ 184 を有する。

【0033】

第 1 観察窓 113 は、照明光の照射によって観察対象部位から発せられる撮像光を集光する。

【0034】

遮光マスク 182 は、黒色などの不透明材料からなる枠体であり、撮像光学系 180 の光路上において例えば第 1 観察窓 113 の焦点位置に配置されている。遮光マスク 182 には、通過する光束の面積を制限する四角形状の開口部 182a が設けられている。開口部 182a の面積は、図 3 (b) に示すように、レンズ (第 1 観察窓 113、集光レンズ 184) の形状および焦点位置、レンズ製造における公差、撮像光学系 180 の組み立て公差等を考慮し、集光レンズ 184 を通過した光が届く範囲 (光線到達領域 A) が撮像素子 150 の分光領域 152 に達しないように設計されている。なお、開口部 182a の形状は、円形状、四角形以外の多角形状等の任意形状でも良い。要は、撮像光学系 180 に入射した光が分光領域 152 に到達するのを防止できる形状であれば良い。

【0035】

集光レンズ 184 は、遮光マスク 182 を通過した撮像光を集光して撮像素子 150 の撮像領域 154 に射出する。

【0036】

本実施の形態においては、撮像光学系 180 および分光光学系 160 が、観察対象部位に対して並列に配置されており、それぞれが独立して導光を行うため、ビームスプリッタなどの光学的分離素子を介することなく撮像素子 150 へと導光することができる。従って、測定対象部位から放射される放射光がビームスプリッタでロスすることが回避され、微弱な蛍光の測定に有利である。また、ビームスプリッタのような光学的分離素子が不要であり、構成が簡素化されコストアップも抑制することができる。なお、本実施の形態において、分光を行う回折格子 168 は、透過型であるが、反射型であっても良い。また、分光を行う光学素子として、回折格子 168 の代わりにプリズムを使用しても良い。また、光の幅を調整する光学素子として、スリット 164 の代わりにピンホールを使用しても良い。

【0037】

撮像素子 150 は、回路基板 156 上に設けられ、分光領域 152 及び撮像領域 154 における各画素上にカラーフィルタが設けられていないモノクロタイプのものである。撮像素子 150 では、四角形状の分光領域 152 および撮像領域 154 が同一受光面上に形成されている。撮像素子 150 は、撮像光学系 180 を通過した撮像光および、分光光学系 160 を通過した自家蛍光が何れも受光面 150a に入射して受光面 150a 上で結像されるように、配置されている。撮像素子 150 は、結像された光を光電変換することによって画像情報や測定情報を表す電気信号を得る。生成された電気信号は、内視鏡プロセッサ 200 内へ伝送される。

【0038】

ここで、撮像光学系 180 を通過した撮像光は、分光されずに、受光面 150a に設けられた撮像領域 154 に入射する。よって、撮像領域 154 に入射した撮像光から得られる画像信号 (以下、「撮像信号」という) は、照明光が照射された観察対象部位の像を表すものであり、観察対象部位の画像または映像の表示に用いることができる。一方、分光光学系 160 を通過した自家蛍光は、分光された上で、受光面 150a に設けられた分光領域 152 において波長成分毎に異なる位置に結像される。つまり、分光領域 152 を構成する各画素は、自家蛍光を波長成分毎の強度として検出することができる。よって、分光領域 152 に入射した自家蛍光から得られる測定信号 (以下、「分光測定信号」という) は、自家蛍光のスペクトルを表すものであり、測定対象部位からの自家蛍光のスペクトルデータ取得に用いることができる。

なお、後述するように、撮像には白色光などの広帯域の波長光を照明光として用いる。

自家蛍光の測定の際に、撮像用の照明光が入射すると、正確な測定を行うことができないので、測定時には照明光は消灯する。照明光を消灯した状態で、励起光を照射すると、分光光学系 160 だけでなく撮像光学系 180 にも放射光（ここでは自家蛍光）が入射する。撮像光学系 180 に入射した放射光が分光領域 152 に侵入すると、測定データが不正確になる恐れがある。これを防止するために撮像光学系 180 よりも先端側にシャッタを設けることも考えられるが、コストアップや構成の複雑化・大型化に繋がる。そこで、本実施形態においては、撮像光学系 180 の光路上に、通過する光束の面積を制限する開口部を有する遮光マスク 182 を配置することにより、撮像光学系 180 よりも先端側にシャッタを設けることなく、撮像光学系 180 に入射した放射光が分光領域 152 に侵入するのを防止している。

10

【0039】

なお、撮像領域 154 は、分光領域 152 と比べて、できるだけ広い方が望ましく、分光領域 152 を構成する画素は最低 1 ラインあれば良い。ただし、分光測定の対象となる自家蛍光の強度が弱い場合には、分光領域 152 を構成する画素のライン数を増やすことで分光領域 152 全体の感度を上げることが望ましい。

【0040】

[内視鏡プロセッサ 200 の構成]

次に、内視鏡プロセッサ 200 の構成について説明する。内視鏡プロセッサ 200 は、制御部 210、メモリ 212、光源部 220、分光解析部 230 および画像処理部 240 を備える。内視鏡プロセッサ 200 には、入力装置 300 およびモニター 400 が

20

【0041】

入力装置 300 は、内視鏡プロセッサ 200 に対するユーザーの指示を入力する。本実施の形態では、入力装置 300 は、例えば、キーボード、マウスまたはスイッチ等により構成される。モニター 400 は、例えば液晶ディスプレイ等であり、内視鏡プロセッサ 200 から出力された画像データを入力して各種画像を表示する。

【0042】

制御部 210 は、内視鏡プロセッサ 200 の各ブロックの動作を制御する。

【0043】

光源部 220 は、照明光光源 222 および励起光光源 224 を備える。照明光光源 222 は、内視鏡プロセッサ 200 の起動後、体内管腔の観察観察対象部位（例えば病変部）を照らす画像撮影モードの実行指示が入力装置 300 に入力された場合、観察用の照明光を発光する。照明光光源 222 としては、白色光などの広帯域の光を発生するものを用いる。内視鏡本体 100 の挿入部 110 は、体内管腔に導入されている場合、照明光光源 222 から発光された照明光を導光し、観察対象部位へ出射する。

30

【0044】

励起光光源 224 は、体内管腔の測定対象部位（例えば病変部）を検査する分光測定モードの実行指示が入力装置 300 に入力された場合、キセノン光等の光源を発光させ、バンドパスフィルター等により特定の波長の励起光を得るものである。内視鏡本体 100 の挿入部 110 は、体内管腔に導入されている場合、励起光光源 224 から発光された励起光を導光し、測定対象部位へ出射する。

40

【0045】

分光解析部 230 は、内視鏡本体 100 の挿入部 110（撮像素子）から伝送された分光測定信号に基づいて、体内管腔の測定対象部位における病変の有無や種類について解析する。そして、制御部 210 は、解析結果を示す解析結果画像データをモニター 400 に出力することによって、解析結果画像をモニター 400 に表示させる。ユーザーは、モニター 400 に表示された解析結果画像を見ることによって、病変の広がりや病気の程度を評価することができる。

【0046】

メモリ 212 は、内視鏡プロセッサ 200 に内蔵された HDD (Hard Disk

50

Drive)等の記憶装置である。メモリ212は、制御部210による解析結果等を記憶する。なお、メモリ212は、内視鏡プロセッサ200に内蔵されたものでなくても良く、例えば内視鏡プロセッサ200に外付けされたものであっても良いし、あるいは通信ネットワーク上に存在するものであっても良い。

【0047】

画像処理部240は、内視鏡本体100の挿入部110(撮像素子)から撮像信号を受信し、この撮像信号に対して所定の信号処理を行う。制御部210は、処理後の信号を内視鏡映像信号としてモニター400に出力する。これにより、体内管腔の観察対象部位が撮像されると、内視鏡映像信号に基づく内視鏡映像がモニター400の画面上に表示される。

10

【0048】

[内視鏡装置10における撮像および分光測定動作]

次に、図4のフローチャートを参照し、内視鏡装置10における撮像および分光測定動作を説明する。図4のステップS100は、体内管腔の観察対象部位を照らす画像撮影モードの実行指示が入力装置300に入力されることによって開始する。

【0049】

まず、照明光光源222は、観察用の照明光を発光する(ステップS100)。照明光光源222から発光された照明光は、内視鏡本体100の挿入部110を介して、観察対象部位へ出射される。次に、画像処理部240は、内視鏡本体100の挿入部110(撮像素子)から撮像信号を受信し、この撮像信号に対して所定の信号処理を行う(ステップS120)。

20

【0050】

次に、制御部210は、処理後の信号を内視鏡映像信号としてモニター400に出力することによって、内視鏡映像信号に基づく内視鏡映像がモニター400の画面上に表示させる(ステップS140)。次に、制御部210は、体内管腔の測定対象部位を検査する分光測定モードの実行指示が入力装置300に入力されたか否かについて判定する(ステップS160)。この判定の結果、分光測定モードの実行指示が入力されていない場合(ステップS160、NO)、処理はステップS120の前に戻る。

【0051】

一方、分光測定モードの実行指示が入力された場合(ステップS160、YES)、照明光光源222は、照明光の発光動作を終了する(ステップS180)。次に、励起光光源224は、励起光を発光する(ステップS200)。励起光光源224から発光された励起光は、内視鏡本体100の挿入部110を介して、測定対象部位へ出射される。

30

【0052】

次に、分光解析部230は、内視鏡本体100の挿入部110(撮像素子)から伝送された分光測定信号に基づいて、管腔内の測定対象部位における病変の有無や種類について解析する(ステップS220)。次に、制御部210は、解析結果を示す解析結果画像データをモニター400に出力することによって、解析結果画像をモニター400に表示させる(ステップS240)。

【0053】

次に、制御部210は、ステップS200における励起光の発光後、所定時間(例えば、数秒間)が経過したか否かについて判定する(ステップS260)。この判定の結果、所定時間が経過していない場合(ステップS260、NO)、処理はステップS220の前に戻る。

40

【0054】

一方、所定時間が経過した場合(ステップS260、YES)、励起光光源224は、励起光の発光動作を終了する(ステップS280)。その後、処理はステップS100の前に戻り、内視鏡プロセッサ200の動作モードは、分光測定モードから画像撮影モードに遷移する。

【0055】

50

〔本実施の形態における効果〕

以上詳しく説明したように、本実施の形態における光学ユニット１３５は、観察対象部位の撮像光を受光する撮像領域１５４（第１受光領域）、および測定対象部位の自家蛍光を受光する分光領域１５２（第２受光領域）が同一受光面上に形成された撮像素子１５０と、撮像領域１５４に撮像光を導光する撮像光学系１８０と、分光領域１５２に自家蛍光を導光する分光光学系１６０と、撮像光学系１８０および分光光学系１６０を観察対象部位に対して並列になるように収容する筐体１９０とを備える。

【００５６】

このように構成した本実施の形態によれば、自家蛍光を分光する手段として分光光学系１６０を用いることにより、細かく分割されている波長領域毎のバンドパスフィルタを撮像素子１５０の上に貼り付けることなく、測定対象部位からの自家蛍光のスペクトルデータを取得することができる。よって、１つの撮像素子１５０で観察対象部位の撮像および測定対象部位の分光測定を容易に行うことができる。

10

【００５７】

また、本実施の形態によれば、撮像光学系１８０の光路上には、通過する光束の面積を制限する開口部１８２aを有する遮光マスク１８２が配置されている。この構成により、集光レンズ１８４を通過した光が届く範囲（光線到達領域）が撮像素子１５０の分光領域１５２に達することがなくなり、励起光を照射したときに、測定対象部位から放射される放射光の一部が撮像光学系１８０を介して分光領域１５２に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうことを防止することができる。

20

【００５８】

〔変形例〕

なお、上記実施の形態では、撮像素子１５０は、モノクロタイプである例について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、撮像素子１５０は、その撮像領域１５４上にカラーフィルタ（図示せず）を貼り付けられたカラータイプであっても良い。但し、この場合は、分光領域１５２はカラーフィルタの光透過特性を事前に把握しておき、放射光の強度が正しくなるように換算することが好ましい。

【００５９】

また、上記実施の形態では、励起光光源２２４は、励起光の発光後、所定時間が経過した場合に励起光の発光動作を終了する例について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、励起光光源２２４は、励起光の発光後、撮像素子１５０の分光領域１５２において所定光量以上の自家蛍光が受光された場合、または、ユーザーにより分光測定モードの終了指示が入力装置３００に入力された場合に励起光の発光動作を終了しても良い。

30

【００６０】

また、上記実施の形態では、挿入部１１０は、照明光ファイバー１４０および励起光ファイバー１４２を有する例について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、挿入部１１０は、照明光ファイバー１４０および励起光ファイバー１４２の機能を兼ねる１つの光ファイバーを有しても良い。この場合、第１照明窓１１１および第２照明窓１１２の機能を兼ねる１つの照明窓を設置しても良い。

【００６１】

なお、本実施の形態においては、放射光が自家蛍光であるものとして説明したが、必ずしもこれに限るものではなく、散乱光など他の放射光を用いて測定するものであってもよい。

40

その他、上記実施の形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の一例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。すなわち、本発明はその要旨、またはその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

【符号の説明】

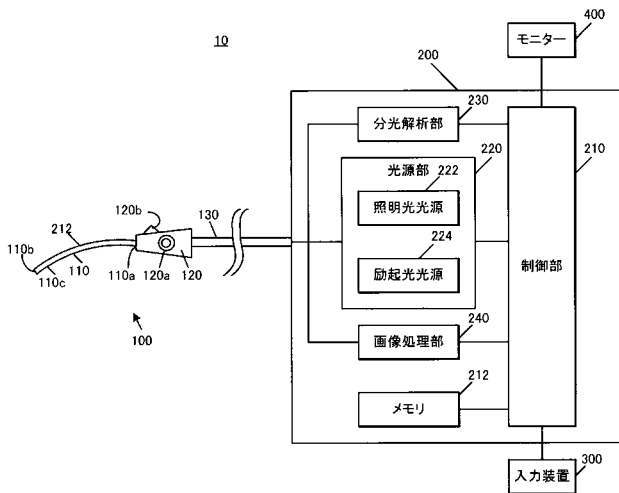
【００６２】

１０ 内視鏡装置

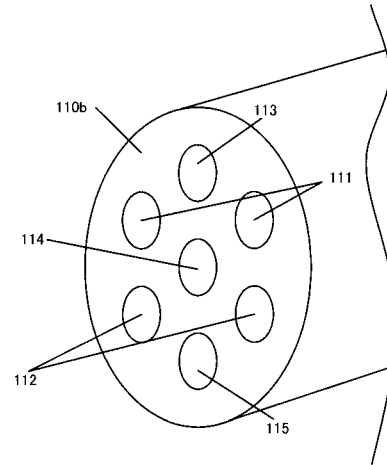
50

1 0 0	内視鏡本体	
1 1 0	挿入部	
1 1 0 a	基端部	
1 1 0 b	先端部	
1 1 0 c	操作可能部	
1 1 1	第 1 照明窓	
1 1 2	第 2 照明窓	
1 1 3	第 1 観察窓	
1 1 4	第 2 観察窓	
1 1 5	鉗子チャンネル	10
1 2 0	操作部	
1 2 0 a	ノブ	
1 2 0 b	導入口	
1 3 0	ケーブル	
1 3 5	光学ユニット	
1 4 0	照明光ファイバー	
1 4 2	励起光ファイバー	
1 5 0	撮像素子	
1 5 2	分光領域	
1 5 4	撮像領域	20
1 5 6	回路基板	
1 6 0	分光光学系	
1 6 2	バンドパスフィルター	
1 6 4	スリット	
1 6 6	コリメートレンズ	
1 6 8	回折格子	
1 7 0	集光レンズ	
1 8 0	撮像光学系	
1 8 2	遮光マスク	
1 8 2 a	開口部	30
1 8 4	集光レンズ	
2 0 0	内視鏡プロセッサ	
2 1 0	制御部	
2 1 2	メモリ	
2 2 0	光源部	
2 2 2	照明光光源	
2 2 4	励起光光源	
2 3 0	分光解析部	
2 4 0	画像処理部	
3 0 0	入力装置	40
4 0 0	モニター	

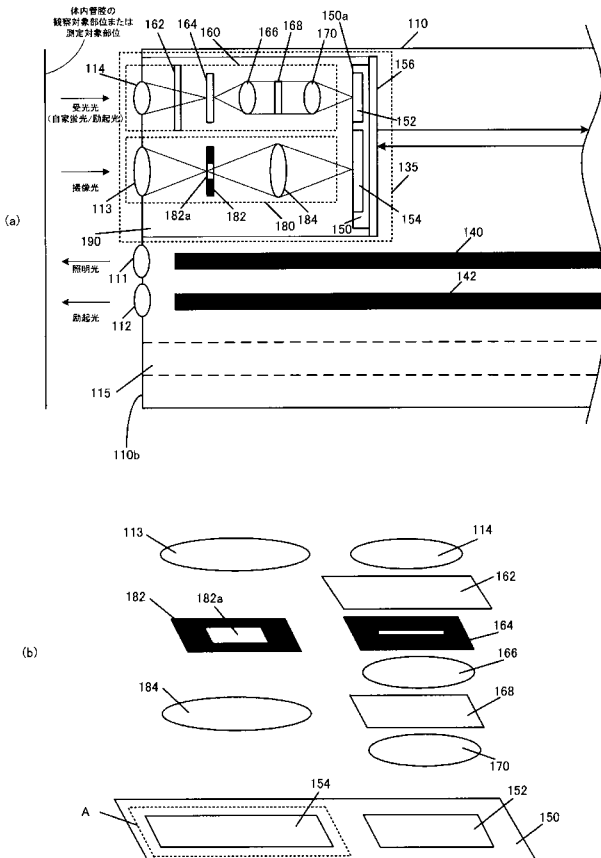
【図 1】



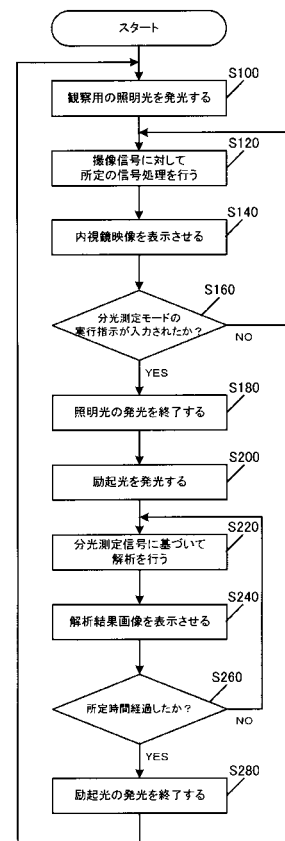
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 国本 晃

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内

(72)発明者 三村 勇介

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA11 CA13 CA22 DA12 DA43 DA56 GA02 GA05

4C161 BB05 CC06 FF40 HH51 LL02 MM07 NN01 PP12 QQ02 QQ04

RR06 RR15 SS09 WW17

专利名称(译)	光学单元和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2014046075A	公开(公告)日	2014-03-17
申请号	JP2012193073	申请日	2012-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	真島雅尚 中島雅章 国本晃 三村勇介		
发明人	真島 雅尚 中島 雅章 国本 晃 三村 勇介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/26.A A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA43 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA05 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM07 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR06 4C161/RR15 4C161/SS09 4C161/WW17		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：提供一种光学单元和内窥镜装置，其能够容易地对观察对象部分进行成像，并且利用一个图像拾取元件对被测量对象部分执行光谱测定。解决方案：光学单元135包括：图像拾取元件150，其中用于接收观察对象部分的成像光的成像区域154（第一光检测区域）和用于接收的光谱区域152（第二光检测区域）测量对象部分的辐射光形成在同一光检测表面上；用于将成像光引导到成像区域154的成像光学系统180；用于将辐射光引导到光谱区域152的光谱光学系统160；以及与观察对象部平行地存储摄像光学系统180和分光光学系统160的壳体190。具有用于限制通过光束的面积的开口182a的遮光掩模182设置在成像光学系统180的光路上。

