

(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2014-23776
(P2014-23776A)

(43) 公開日 平成26年2月6日(2014. 2. 6)

(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 2	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 D	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-167267 (P2012-167267)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成24年7月27日 (2012. 7. 27)		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	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
		(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

最終頁に続く

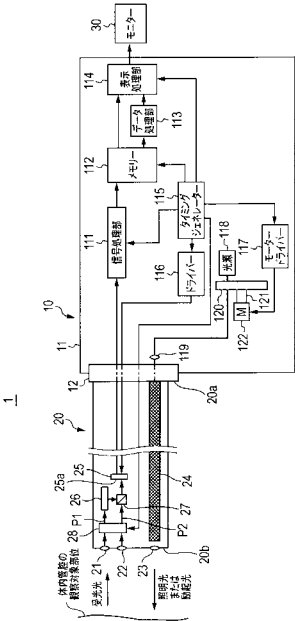
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】撮像素子の受光面を大きくすることなく撮像用及び分光測定用のための受光面積を大きく確保することができ、1つの撮像素子によって、撮像だけでなく、広い波長範囲において精度良く分光測定も行うことができる内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】内視鏡装置は、体内管腔の観察対象部位の撮像及び体内管腔の測定対象部位の分光測定に共用される受光面25aを有する撮像素子25と、測定対象部位からの受光光を分光する回折格子又は分光プリズムを含む分光光学系26と、分光光学系を有する第1の光路P1と、分光光学系を有しない第2の光路P2と、を含み、選択された光路を介して受光面25aに受光光を入射させる入射部と、観察対象部位の照明光が照射されるときには第2の光路P2を選択し、測定対象部位の励起光が照射されるときには第1の光路P1を選択する光路選択部28と、を有する。

【選択図】 図1



【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及び前記体内管腔の測定対象部位の分光測定に共用される受光面を有する撮像素子と、

前記測定対象部位からの受光光を分光する回折格子又は分光プリズムを含む分光光学系と、

前記分光光学系を有する第 1 の光路と、前記分光光学系を有しない第 2 の光路と、を含み、前記第 1 及び第 2 の光路のうち選択された光路を介して前記受光面に前記受光光を入射させる入射部と、

前記観察対象部位を照明するための照明光が照射されるときには前記第 2 の光路を選択し、前記測定対象部位を励起するための励起光が照射されるときには前記第 1 の光路を選択する光路選択部と、

を有する内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記光路選択部は、前記照明光が照射されるときには前記第 2 の光路を開放して前記第 1 の光路を遮断し、前記励起光が照射されるときには前記第 1 の光路を開放して前記第 2 の光路を遮断するように動作するシャッター部を有する、

請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記シャッター部は、前記第 1 の光路を開放する第 1 の開放位置と前記第 1 の光路を遮断する第 2 の遮断位置との間で変位可能に支持された第 1 の遮光部材と、前記第 2 の光路を開放する第 2 の開放位置と前記第 2 の光路を遮断する第 2 の遮断位置との間で変位可能に支持された第 2 の遮光部材と、を含む、

請求項 2 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記シャッター部は、前記第 2 の光路を開放して前記第 1 の光路を遮断する第 1 の遮断位置と前記第 1 の光路を開放して前記第 2 の光路を遮断する第 2 の遮断位置との間で変位可能に支持された遮光部材を含む、

請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記光路選択部は、前記第 1 の光路上に配置され、第 1 の波長帯に対して透過性を有する第 1 のバンドパスフィルターと、前記第 2 の光路上に配置され、第 2 の波長帯に対して透過性を有する第 2 のバンドパスフィルターと、を含み、

前記第 1 の波長帯は、前記励起光が照射されるときの前記受光光の波長帯であり、

前記第 2 の波長帯は、前記照明光が照射されるときの前記受光光の波長帯であり、

前記第 1 及び第 2 の波長帯は、互いに重複しない、

請求項 1 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 6】

前記体内管腔へ挿入可能な内視鏡挿入部の先端に設けられた対物光学系と、

前記対物光学系を通った前記受光光を第 1 及び第 2 の分割光に分割して、前記第 1 及び第 2 の分割光をそれぞれ前記第 1 及び第 2 の光路上で伝播させるビームスプリッターと、をさらに有する請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 7】

前記体内管腔へ挿入可能な内視鏡挿入部の先端に設けられた対物光学系をさらに有し、

前記光路選択部は、前記対物光学系を通った前記受光光を、前記励起光が照射されるときには前記第 1 の光路に向かわせ、前記照明光が照射されるときには前記第 2 の光路に向かわせるように、前記受光光の伝播方向を反射により変更する反射部を有する、

請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、体内管腔の観察対象部位を撮像するほか、分光法を利用して体内管腔の測定対象部位を測定する内視鏡装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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の自家蛍光を生じさせ、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）を行うことも可能な内視鏡装置が、知られている。

【 0 0 0 3 】

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。

10

【 0 0 0 4 】

同文献記載の内視鏡装置では、撮像素子の受光面が撮像用及び分光測定用の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 $350\text{ nm} \pm 2.5\text{ nm}$ の光が透過され、その隣のサブ領域に対応する区域では $355\text{ nm} \pm 2.5\text{ nm}$ 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、というものである。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 1 8 5 5 1 3 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献 1 記載の装置においては、１つの撮像素子を撮像及び分光測定に共用するために受光面が２分割されているので、それぞれの用途に使用可能な受光面積が小さくなるという問題がある。また、各用途の受光面積を十分に確保しようとするれば、撮像素子が大きくなるという問題がある。

30

【 0 0 0 7 】

また、撮像素子の分光測定用領域を覆う分光フィルターにおいて、 5 nm 刻みという短い分光間隔で異なる狭帯域波長に対する透過性をもつバンドパスフィルターを必要な数だけ作成すること自体が困難である。すなわち、分光測定の対象となる光の波長帯域を変えずに分光間隔を狭くするほど、必要なバンドパスフィルターの数が増大する。また、これらのバンドパスフィルターを波長順に各微小区域に配置することも技術的に容易でなく、そのため、このような分光フィルターは、量産に適していない。さらに、このようなバンドパスフィルターに使用する顔料等の材質によっては波長分解能の向上が難しいため、より狭い分光間隔で分光測定結果を得ることが難しい。

40

【 0 0 0 8 】

さらに、特許文献 1 に記載の装置では、分光測定の対象となる光の波長帯域を十分広くすることが難しい。例えば、特殊な病変を検知するためより広い波長域の中の特定波長光を分光測定する場合、或いは、分光測定すべき光の波長が追加されたり変更されたりした場合に、十分に対応できない虞がある。特許文献 1 に記載の装置で、広い波長域の分光測定に対応させようとする、隣り合うバンドパスフィルターの波長帯のピッチ（つまり分光間隔）が粗くなり、測定性能が低下するという問題がある。

【 0 0 0 9 】

50

本発明の目的は、撮像素子の受光面を大きくすることなく撮像用及び分光測定用のための受光面積を大きく確保することができ、装置構成が比較的簡素でありながら、１つの撮像素子によって、撮像だけでなく、広い波長範囲において精度良く分光測定も行うことができる内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

本発明に係る内視鏡装置は、

体内管腔の観察対象部位の撮像及び前記体内管腔の測定対象部位の分光測定に共用される受光面を有する撮像素子と、

前記測定対象部位からの受光光を分光する回折格子又は分光プリズムを含む分光光学系と、

前記分光光学系を有する第１の光路と、前記分光光学系を有しない第２の光路と、を含み、前記第１及び第２の光路のうち選択された光路を介して前記受光面に前記受光光を入射させる入射部と、

前記観察対象部位を照明するための照明光が照射されるときには前記第２の光路を選択し、前記測定対象部位を励起するための励起光が照射されるときには前記第１の光路を選択する光路選択部と、

を有する。

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、撮像素子の受光面を大きくすることなく撮像用及び分光測定用のための受光面積を大きく確保することができ、装置構成が比較的簡素でありながら、１つの撮像素子によって、撮像だけでなく、広い波長範囲において精度良く分光測定も行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】本発明の実施の形態１に係る内視鏡装置の構成を示す図

【図２】同実施の形態の回転フィルターを光源側から見た図

【図３】同実施の形態の動作タイミングを示す図

【図４】同実施の形態において撮像素子と併用可能な原色フィルターを示す図

【図５】同実施の形態の回転フィルターの変形例を示す図

【図６】同実施の形態の内視鏡挿入部の要部構成を示す図

【図７】本発明の実施の形態２に係る内視鏡挿入部の要部構成を示す図

【図８】同実施の形態の内視鏡挿入部の要部構成の変形例を示す図

【図９】本発明の実施の形態３に係る内視鏡挿入部の要部構成を示す図

【図１０】同実施の形態の各フィルターの波長透過特性の関係を示す図

【図１１】本発明の実施の形態４に係る内視鏡挿入部の要部構成を示す図

【図１２】本発明の実施の形態５に係る内視鏡挿入部の要部構成を示す図

【発明を実施するための形態】

【００１３】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて詳細に説明する。

【００１４】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１に係る内視鏡装置の全体構成を概略的に示す図である。図１の内視鏡装置１は、内視鏡プロセッサ１０と、内視鏡プロセッサ１０の本体１１に設けられたコネクタ１２を介して内視鏡プロセッサ１０に装着された内視鏡挿入部２０と、内視鏡プロセッサ１０と通信可能に接続されたモニター３０と、を有する。

【００１５】

内視鏡挿入部２０は、本体（プロセッサ本体）１１側の基端２０ａから先端２０ｂまで延在する長尺部材であり、体内管腔（以下、単に「管腔」という）内に挿入可能な径（

10

20

30

40

50

例えば5mm径)を有する。また、内視鏡挿入部20は、管腔に挿入されたときに管腔の湾曲に従って湾曲可能な可撓性を有する。

【0016】

内視鏡挿入部20は、対物光学系21、22、23(第1、第2及び第3の対物光学系)、ライトガイドファイバー24(導光部)、CCD(Charge Coupled Device)イメージセンサー又はCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサーからなるモノクロタイプの撮像素子25、分光光学系26、プリズム27及び光路選択部28を有する。

【0017】

対物光学系21~23は、いずれも例えば対物レンズであり、内視鏡挿入部20の先端20bに配設されている。

【0018】

ライトガイドファイバー24は、内視鏡挿入部20内に収容された1本の光ファイバー又は複数本の光ファイバーの束であり、基端20aから先端20b近傍までの略全長にわたって延在している。ライトガイドファイバー24は、内視鏡プロセッサ10内で生成された光(照明光又は励起光)を内視鏡挿入部20の先端20b近傍まで導光する。ライトガイドファイバー24の端面は対物光学系23に対向して配置されているため、ライトガイドファイバー24から出射された光は、対物光学系23を介して管腔の観察対象部位又は測定対象部位に照射される。なお、本実施の形態では、観察対象部位と測定対象部位とは一致する。

【0019】

観察対象部位又は測定対象部位に対して照明光又は励起光が照射されたときの観察対象部位又は測定対象部位からの光(受光光)は、対物光学系21、22を通過することで、内視鏡挿入部20に受光される。対物光学系21は、ここを通った受光光を、分光光学系26を有する分光測定用光路P1(第1の光路)上で伝播させ、対物光学系22は、ここを通った受光光を、分光光学系を有しない撮像用光路P2(第2の光路)上で伝播させる。よって、対物光学系21を通った受光光は、分光測定用光路P1上で分光光学系26により分光される。分光光学系26の内部構成については後述する。

【0020】

なお、観察対象部位又は測定対象部位からの受光光は、観察対象部位又は測定対象部位に照明光又は励起光が照射されたときのこの部位から反射した光(反射光)を含む。また、励起光照射時は、照射を受けた測定対象部位が励起され、この部位から自家蛍光が発せられるため、受光光には、励起光照射により励起された測定対象部位の自家蛍光も、含まれる。

【0021】

プリズム27は、撮像用光路P2上で伝播した受光光をそのまま通過させる。分光測定用光路P1で伝播した受光光は、撮像用光路P2に対して直角を成す方向からプリズム27に入射するが、プリズム27は、この受光光を直角に反射する。よって、分光測定用光路P1で伝播した受光光は、プリズム27で反射した後は、撮像用光路P2上で伝播した受光光と同一方向に伝播する。

【0022】

撮像素子25は、内視鏡挿入部20の先端20b近傍に固定されており、観察対象部位を撮像する。

【0023】

撮像素子25は、プリズム27を通過した受光光及びプリズム27で反射した受光光がいずれも受光面25aに入射して受光面25a上で結像されるように、配置されている。撮像素子25は、結像された光を光電変換することによって画像信号を得る。生成された画像信号は、プロセッサ本体11内へ伝送される。

【0024】

ここで、プリズム27を通過した受光光は、分光光学系を有しない撮像用光路P2上で

10

20

30

40

50

伝播しているため、分光されずに受光面 25 a に入射する。よって、この受光光から得られる画像信号は、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又は映像の表示に用いることができる。一方、プリズム 27 で反射した受光光は、分光光学系 26 を有する分光測定用光路 P 1 上で伝播しているため、分光されたうえで受光面 25 a に入射する。よって、この受光光から得られる画像信号は、受光光のスペクトルを表すものであり、測定対象部位からの受光光のスペクトルデータ取得に用いることができる。

【0025】

すなわち、撮像素子 25 の受光面 25 a は、観察対象部位の撮像だけでなく測定対象部位の分光測定にも使用される。

【0026】

光路選択部 28 は、このように撮像及び分光測定に共用される受光面 25 a に入射する受光光を、分光測定用光路 P 1 上で伝播した受光光及び撮像用光路 P 2 上で伝播した受光光のいずれか一方のみに制限するように、構成されている。例えば照明光が照射されるときには、光路選択部 28 は撮像用光路 P 2 を選択する。この場合は、観察対象部位からの受光光が分光されずに受光面 25 a に入射するため、観察対象部位の撮像を行うことができる。一方、励起光が照射されるときには、光路選択部 28 は分光測定用光路 P 1 を選択する。この場合は、測定対象部位からの受光光は分光されたうえで受光面 25 a に入射するため、測定対象部位のスペクトルデータ取得を行うことができる。より具体的な光路選択部 28 の構成及び動作については後述する。

【0027】

このように、本実施の形態では、入射部を構成する分光測定用光路 P 1 及び撮像用光路 P 2 のうち光路選択部 28 で選択された光路を介して、受光面 25 a への受光光の入射が行われる。分光測定用光路 P 1 が選択されたときは、受光面 25 a に入射する受光光は分光されるので、撮像素子 25 を用いて測定対象部位の分光測定を行うことができる。撮像用光路 P 2 が選択されたときは、受光面 25 a に入射する受光光は分光されないの、撮像素子 25 を用いて観察対象部位の撮像を行うことができる。すなわち、時分割で、撮像素子 25 の 2 つの用途（つまり撮像及び分光測定）を使い分けることができる。したがって、受光面を撮像用及び分光測定用のために 2 分割するような特殊な構成を撮像素子において採用する必要がなく、撮像素子の受光面の少なくとも一部分を特殊な構成の分光フィルターで覆う必要もない。

【0028】

また、本実施の形態では、撮像及び分光測定に共用される撮像素子 25、分光測定に用いられる分光光学系 26、入射部を構成する分光測定用光路 P 1 及び撮像用光路 P 2、並びに分光測定用光路 P 1 及び撮像用光路 P 2 のうち一方を選択する光路選択部 28 はいずれも、内視鏡挿入部 20 の先端 20 b 近傍に配置されている。この構成は、受光光をプロセッサ本体 11 まで導光するための光ファイバーを不要とすることができ、光ファイバーを介することによる画質低下を抑制できる点で有利である。ただし、この構成は、必ずしも内視鏡挿入部 20 内に設けられる必要はなく、プロセッサ本体 11 内に設けられていても良い。この場合は、受光光をプロセッサ本体 11 まで導光するための光ファイバーが必要となるものの、前者の構成と同様の作用効果を実現することができるほか、内視鏡挿入部 20 の先端 20 b を細径化しやすくなる点で有利である。

【0029】

なお、内視鏡挿入部 20 には、送水用或いは鉗子挿通用のチャンネルが形成されていても良い。また、内視鏡挿入部 20 には、先端 20 b 側の一定範囲を任意の角度で湾曲させる操作機構が装備されていても良い。

【0030】

プロセッサ本体 11 は、信号処理部 111、メモリー 112、データ処理部 113、表示処理部 114、タイミングジェネレーター 115、撮像素子ドライバー 116、モータードライバー 117、光源 118、集光レンズ 119、回転フィルター 120、支持軸 121 及びモーター 122 を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

光源 1 1 8 は、例えばキセノンランプ又はハロゲンランプ等の発光装置であり、広帯域の白色光を連続的に発光する。

【 0 0 3 2 】

回転フィルター 1 2 0 は、白色光の光路と交差するように配置されており、支持軸 1 2 1 により回転可能に支持されている。回転フィルター 1 2 0 は、モータードライバー 1 1 7 により駆動されるモーター 1 2 2 に従って回転する。

【 0 0 3 3 】

ここで、回転フィルター 1 2 0 は、図 2 に示すように光源 1 1 8 側から見ると、遮光性をもつ 1 枚の円板に形成されている複数の開口部に複数のフィルター 1 2 0 R、1 2 0 G、1 2 0 B、1 2 0 E を嵌め込んだ構成を有する。これらのフィルター 1 2 0 R、1 2 0 G、1 2 0 B、1 2 0 E は、支持軸 1 2 1 の位置に対応する中心 O に対して周方向に分散して配置されている。よって、例えば図 2 に示す矢印方向に回転フィルター 1 2 0 が回転すると、フィルター 1 2 0 R、1 2 0 G、1 2 0 B、1 2 0 E が順次、白色光の光路を横切る。

10

【 0 0 3 4 】

フィルター 1 2 0 R、1 2 0 G、1 2 0 B は、赤色 (R)、緑色 (G) 及び青色 (B) の波長帯の光に対してそれぞれ透過性を有するバンドパスフィルターである (以下、それぞれ「 R フィルター」、「 G フィルター」及び「 B フィルター」という)。すなわち、 R フィルター 1 2 0 R、 G フィルター 1 2 0 G 及び B フィルター 1 2 0 B は、光源 1 1 8 の白色光から R G B 3 色の照明光を得るために用いられる。 R フィルター 1 2 0 R が白色光の光路と交差するときには、白色光から赤色光が生成される。 R フィルター 1 2 0 R の次には G フィルター 1 2 0 G が白色光の光路と交差し、白色光から緑色光が生成される。その次には B フィルター 1 2 0 B が白色光の光路と交差し、白色光から青色光が生成される。よって、照明光として R G B 3 色の光が順次、集光レンズ 1 1 9 を介して内視鏡挿入部 2 0 のライトガイドファイバー 2 4 に入射し、導光される。

20

【 0 0 3 5 】

フィルター 1 2 0 E は、特定の波長帯の光に対して透過性を有するバンドパスフィルターである。フィルター 1 2 0 E は、光源 1 1 8 の白色光から励起光を得るために用いられる (以下「励起光フィルター」という)。よって、励起光フィルター 1 2 0 E の透過波長は、測定対象部位の生体組織を励起させてその部位から自家蛍光を生じさせることができる波長帯であれば、任意の波長帯で良い。励起光フィルター 1 2 0 E は、 B フィルター 1 2 0 B の後且つ R フィルター 1 2 0 R の前に白色光の光路と交差する。よって、励起光は、青色光の後且つ赤色光の前に生成される。生成された励起光は、照明光同様、集光レンズ 1 1 9 を介して内視鏡挿入部 2 0 のライトガイドファイバー 2 4 に入射し、導光される。

30

【 0 0 3 6 】

回転フィルター 1 2 0 の遮光部 1 2 0 S が白色光の光路と交差しているときは、白色光は遮光され、照明光も励起光も生成されない。

【 0 0 3 7 】

すなわち、光源 1 1 8 が白色光を連続的に発光する間、回転フィルター 1 2 0 は回転して、 R フィルター 1 2 0 R、 G フィルター 1 2 0 G、 B フィルター 1 2 0 B 及び励起光フィルター 1 2 0 E を順次、光源 1 1 8 の光路と交差させる。その結果として、赤色光、緑色光、青色光及び励起光が、この順序で間欠的に生成され、観察対象部位及び測定対象部位に照射されることとなる。

40

【 0 0 3 8 】

なお、赤色光、緑色光、青色光及び励起光を順次且つ間欠的に生成するための構成は、上記のような 1 つの光源 1 1 8 と回転フィルター 1 2 0 との組合せに限定されるものではなく、種々変更して実施することができる。

【 0 0 3 9 】

50

撮像素子ドライバー 116 は、撮像素子 25 の動作を制御する。

【0040】

タイミングジェネレーター 115 は、撮像素子 25、光路選択部 28 及び回転フィルター 120 等の、内視鏡装置 1 内の各部の動作を同期化する。

【0041】

ここで、プロセッサ本体 11 内の回転フィルター 120 並びに内視鏡挿入部 20 内の撮像素子 25 及び光路選択部 28 の動作タイミングの関係について、図 3 を用いて説明する。

【0042】

回転フィルター 120、撮像素子 25 及び光路選択部 28 の動作は、タイミングジェネレーター 115 が一定間隔で出力するトリガー信号によって同期化されている。

10

【0043】

回転フィルター 120 は、トリガー信号に同期して回転して、赤色光、緑色光、青色光及び励起光を順次且つ間欠的に生成させる。これにより、観察対象部位及び測定対象部位には、赤色光、緑色光、青色光及び励起光が順次且つ間欠的に照射される。

【0044】

また、撮像素子 25 は、赤色光、緑色光、青色光及び励起光のいずれかが照射されているタイミング $t_1 \sim t_2$ 、 $t_3 \sim t_4$ 、 $t_5 \sim t_6$ 、 $t_7 \sim t_8$ 、 $t_9 \sim t_{10}$ では、観察対象部位又は測定対象部位からの受光光の光電変換で得られる電荷を蓄積する（露光期間）。一方、撮像素子 25 は、赤色光、緑色光、青色光及び励起光のいずれも照射されていないタイミング $t_2 \sim t_3$ 、 $t_4 \sim t_5$ 、 $t_6 \sim t_7$ 、 $t_8 \sim t_9$ では、露光期間中に蓄積された電荷を画像信号として読み出す（読出期間）。

20

【0045】

光路選択部 28 は、例えば赤色光が照射されているタイミング $t_1 \sim t_2$ では、撮像素子 25 の受光面 25a へ受光光を入射させる光路として、分光光学系を有しない撮像用光路 P2 を選択する。そのため、観察対象部位からの受光光は分光されずに撮像素子 25 の受光面 25a に入射する。よって、撮像素子 25 において、赤色の照明光の照射を受けた観察対象部位の像を表す赤色の画像信号（R 画像信号）が得られる。R 画像信号は、赤色光照射が停止した直後の読出期間 $t_2 \sim t_3$ 内に読み出される。

【0046】

30

同様に、緑色光又は青色光が照射されているタイミング $t_3 \sim t_4$ 、 $t_5 \sim t_6$ では、撮像素子 25 において、緑色又は青色の照明光の照射を受けた観察対象部位の像を表す緑色又は青色の画像信号（G 画像信号又は B 画像信号）が得られる。G 画像信号又は B 画像信号は、緑色光又は青色光の照射が停止した直後の読出期間 $t_4 \sim t_5$ 、 $t_6 \sim t_7$ 内に読み出される。

【0047】

光路選択部 28 は、励起光が照射されているタイミング $t_7 \sim t_8$ では、撮像素子 25 の受光面 25a へ受光光を入射させる光路として、分光光学系 26 を有する分光測定用光路 P1 を選択する。そのため、測定対象部位からの受光光は分光されたうえで撮像素子 25 の受光面 25a に入射する。よって、撮像素子 25 において、励起光照射を受けた測定対象部位からの自家蛍光を含む受光光のスペクトルを表す画像信号（F 画像信号）が得られる。F 画像信号は、励起光照射が停止した直後の読出期間 $t_8 \sim t_9$ 内に読み出される。

40

【0048】

図 1 を再び参照し、信号処理部 111 は、撮像素子 25 から読み出された画像信号を取得し、取得された画像信号に対して、増幅、アナログディジタル変換及びノイズカット等の信号処理を行うことにより、画像データを得る。R 画像信号から得られる R 画像データ、G 画像信号から得られる G 画像データ、B 画像信号から得られる B 画像データ及び F 画像信号から得られる F 画像データは、メモリー 112 において互いに区別された領域に格納される。信号処理部 111 からメモリー 112 へのデータ格納は、タイミングジェネ

50

ーター 1 1 5 のトリガー信号により他部の動作と同期して行われる。

【 0 0 4 9 】

データ処理部 1 1 3 は、メモリー 1 1 2 から F 画像データを読み出し、このデータを用いて受光光のスペクトルにおける各波長の光強度を計算するデータ処理を行う。また、データ処理部 1 1 3 は、測定対象部位において病変の発生が疑われるかどうか等の判定を光強度の計算結果に基づいて行うようなデータ処理を行っても良い。これらデータ処理の結果は表示処理部 1 1 4 に出力される。

【 0 0 5 0 】

表示処理部 1 1 4 は、メモリー 1 1 2 から R G B 3 色の画像データを読み出し、これらのデータを合成して、観察対象部位の画像をカラーでモニター 3 0 に表示させる。

10

【 0 0 5 1 】

また、表示処理部 1 1 4 は、データ処理部 1 1 3 から受けたデータ処理結果を、観察対象部位の病理診断に役立つ情報として、観察対象部位のカラー画像と共にモニター 3 0 に表示させる。

【 0 0 5 2 】

表示処理部 1 1 4 の上記表示処理は、タイミングジェネレーター 1 1 5 のトリガー信号により他部の動作と同期して行われる。

【 0 0 5 3 】

表示部としてのモニター 3 0 は、例えば液晶ディスプレイ等である。

【 0 0 5 4 】

20

以上、内視鏡装置 1 の全体構成について説明した。

【 0 0 5 5 】

なお、本実施の形態では、撮像素子 2 5 はモノクロタイプであり、この撮像素子 2 5 を用いて観察対象部位をカラーで撮像するために、R G B 3 色の照明光が順次照射される面順次方式が採用されている。

【 0 0 5 6 】

しかしながら、撮像素子 2 5 は、その受光面 2 5 a 上に例えば図 4 に示す原色フィルター 2 9 を貼付されたカラータイプであっても良い。この場合は、面順次方式でなくても観察対象部位をカラーで撮像することができる。よって、回転フィルター 1 2 0 は、R フィルター 1 2 0 R、G フィルター 1 2 0 G 及び B フィルター 1 2 0 B を有する代わりに、図 5 に示すように、白色光をそのまま透過可能な窓 1 2 0 W を 1 つだけ有する構成であっても良い。

30

【 0 0 5 7 】

ただし、原色フィルター 2 9 を貼付された撮像素子 2 5 の受光面 2 5 a に分光光を入射させる場合、好ましくは、分光光学系 2 6 は、原色フィルター 2 9 の R G B の各領域にそれぞれ R G B の各波長帯の範囲内の光成分を入射させるように設計される。

【 0 0 5 8 】

なお、例えば緑色の光成分が原色フィルター 2 9 の R 領域を通るとその光強度が弱められるため、本来の光強度を求めることは困難であるが、原色フィルター 2 9 の波長毎の透過率を考慮に入れることで本来の光強度を正確に求めることは可能となる。

40

【 0 0 5 9 】

次いで、本実施の形態の光路選択部 2 8 の構成及び動作について、より具体的に説明する。図 6 は、光路選択部 2 8 を含む、内視鏡挿入部 2 0 の先端 2 0 b 近傍の要部構成を示す図である。

【 0 0 6 0 】

分光測定用光路 P 1 に設けられている分光光学系 2 6 は、スリット 2 6 a、コリメートレンズ 2 6 b、回折格子 2 6 c 及び集光レンズ 2 6 d を含む。よって、分光測定用光路 P 1 上で伝播する受光光は、スリット 2 6 a を通過することでスリット光となり、コリメートレンズ 2 6 b を通過することで平行光となる。その後、受光光は回折格子 2 6 c により分光され、集光レンズ 2 6 d により集光され、さらにプリズム 2 7 により直角に反射され

50

て、撮像素子 25 の受光面 25 a に入射する。

【0061】

なお、本実施の形態において、分光を行う回折格子 26 c は、反射型であるが、透過型であっても良い。また、分光を行う光学部品として、回折格子の代わりにプリズムを使用しても良い。

【0062】

光路選択部 28 は、遮光部材 151 a、151 b から成るシャッター部と、タイミングジェネレーター 115 のトリガー信号により撮像素子 25 等の動作と同期して遮光部材 151 a、151 b を揺動させるアクチュエーター 152 a、152 b と、を含む。遮光部材 151 a (第 1 の遮光部材) は、分光測定用光路 P1 近傍で揺動可能に支持されている。遮光部材 151 a は、分光測定用光路 P1 を開放する第 1 の開放位置 (図 6 中、破線で示す遮光部材 151 a の位置) と、分光測定用光路 P1 を遮断する第 1 の遮断位置 (図 6 中、実線で示す遮光部材 151 a の位置) と、の間で変位するように揺動する。また、遮光部材 151 b (第 2 の遮光部材) は、撮像用光路 P2 近傍で揺動可能に支持されている。遮光部材 151 b は、撮像用光路 P2 を開放する第 2 の開放位置 (図 6 中、実線で示す遮光部材 151 b の位置) と、撮像用光路 P2 を遮断する第 2 の遮断位置 (図 6 中、破線で示す遮光部材 151 b の位置) と、の間で変位するように揺動する。

10

【0063】

前述の通り、光路選択部 28 は、照明光が照射されるときには撮像用光路 P2 を選択する。撮像用光路 P2 の選択は、シャッター部が分光測定用光路 P1 を遮断して撮像用光路 P2 を開放するように動作すること、つまり遮光部材 151 a が第 1 の遮断位置に移動し遮光部材 151 b が第 2 の開放位置に移動することで、実現される。また、光路選択部 28 は、励起光が照射されるときには分光測定用光路 P1 を選択する。分光測定用光路 P1 の選択は、シャッター部が分光測定用光路 P1 を遮断して撮像用光路 P2 を開放するように動作すること、つまり遮光部材 151 a が第 1 の開放位置に移動し遮光部材 151 b が第 2 の遮断位置に移動することで、実現される。

20

【0064】

このように、入射光路の選択は、分光測定用光路 P1 及び撮像用光路 P2 のうちいずれか一方だけを開放する排他的な選択である。したがって、受光光は、対物光学系 21、22 の双方を通して分光測定用光路 P1 及び撮像用光路 P2 の双方に進入するが、一方の光路上での伝播だけを可能とし、他方の光路上での伝播を確実に遮断することができる。撮像時及び分光測定時のいずれも撮像素子 25 の受光面 25 a 全体で受光が行われるため、いずれの場合も大きな受光面積を確保することができる。また、前述の特許文献 1 のように撮像素子の画素自体に分光機能を持たせていないため、装置構成が比較的簡素でありながら、1 つの撮像素子によって、撮像だけでなく、広い波長範囲において精度良く分光測定も行うことができる。例えば、特殊な病変を検知するためより広い波長域の中の特定波長光を分光測定する場合、或いは分光測定すべき光の波長が追加されたり変更されたりした場合にも、それらの波長光の分光測定を行うことができる。

30

【0065】

本実施の形態では、光路選択部 28 の構成として、遮光部材 151 a、151 b の開閉動作によって入射光路の開放及び遮断を行う、機械的なシャッター部の構成が採用されている。この構成は、遮光部材 151 a、151 b を動かすだけであり、受光光の伝播方向或いは焦点位置のズレを生じさせるような光学部品の移動を伴うものではないため、内視鏡挿入部 20 の光学的性能への影響が全くないという点で有利である。

40

【0066】

また、本実施の形態のように、一對の遮光部材 151 a、151 b がシャッター部として使用される構成は、分光測定用光路 P1 及び撮像用光路 P2 の双方を遮断することも可能となる等、入射光路の開放及び遮断の自由度を高めることができる点で有利である。

【0067】

なお、本実施の形態では、機械的なシャッター部が採用されているが、電氣的なシャッ

50

ター部、例えば、液晶への電圧印加状態に応じて遮光状態及び透過状態を切り替えることができる液晶シャッターも採用可能である。しかし、液晶シャッターにおいては遮光状態でも透過させやすい波長が存在し得るので、液晶シャッターを使用する場合は、想定される受光光の波長領域を考慮して液晶シャッターを構成することが好ましい。

【0068】

(実施の形態2)

以下、本発明の実施の形態2について説明する。実施の形態1で説明したものと同一の構成要素にはそれぞれ同じ参照番号を付してその詳細な説明を省略し、実施の形態1との相違点を中心に説明する。

【0069】

本実施の形態の光路選択部28は、図7に示すように、往復移動可能に支持された遮光部材251と、トリガー信号により撮像素子25等の動作と同期して遮光部材151a、151bを動作させるアクチュエーター252と、を有する。つまり、本実施の形態では、機械的なシャッター部が1つの遮光部材251だけで構成されている。この遮光部材251は、分光測定用光路P1を遮断して撮像用光路P2を開放する第1の遮断位置(図7中、破線で示す遮光部材251の位置)と、分光測定用光路P1を開放して撮像用光路P2を遮断する第2の遮断位置(図7中、実線で示す遮光部材251の位置)と、の間で変位するように往復移動する。

【0070】

よって、本実施の形態において、撮像用光路P2の選択は、遮光部材251が第1の遮断位置に移動することで、実現され、分光測定用光路P1の選択は、遮光部材251が第2の遮断位置に移動することで、実現される。すなわち、実施の形態1において2つの遮光部材151a、151b及び対応するアクチュエーター152a、152bを用いて実現した作用効果を、1つの遮光部材251及び対応するアクチュエーター252だけで実現することができる。よって、実施の形態1の構成に比べて部品点数を減らすことができる。

【0071】

なお、本実施の形態の構成の変形例として、図8に示すように、分光測定用光路P1においてスリット26aの前段に、自家蛍光の波長帯のみに対して透過性を有するバンドパスフィルター271が配置されていても良い。

【0072】

(実施の形態3)

以下、本発明の実施の形態3について説明する。上記各実施の形態で説明したものと同一の構成要素にはそれぞれ同じ参照番号を付してその詳細な説明を省略し、上記各実施の形態との相違点を中心に説明する。

【0073】

本実施の形態の光路選択部28は、図9に示すように、分光測定用光路P1上及び撮像用光路P2上にそれぞれ配置された一对のバンドパスフィルター(BPF)351a、351bを有する。BPF351a(第1のBPF)は、励起光が照射されるときに想定される受光光の波長帯のみに対して透過性を有する(以下「分光測定用BPF」という)。また、BPF351b(第2のBPF)は、照明光である赤色光、緑色光又は青色光が照射されるときに想定される受光光の波長帯(第2の波長帯)のみに対して透過性を有する(以下「撮像用BPF」という)。

【0074】

ここで、分光測定用BPF351aの透過波長帯(第1の波長帯)と撮像用BPF351bの透過波長帯(第2の波長帯)とが一部分でも重複していると、入射光路の排他的選択を行うことができず、撮像及び分光測定をいずれも精度良く行うことができない。そのため、これら2つの透過波長帯は互いに重複しないことが必要である。したがって、図10に示すように、これら2つの透過波長帯を互いに重複させないために、励起光フィルター120Eの透過波長帯をRフィルター120R、Gフィルター120G及びBフィルタ

ー 1 2 0 B のいずれの透過波長帯とも重複させないことが好ましい。

【 0 0 7 5 】

本実施の形態では、光路選択部 2 8 において機械的部品の装備が不要であるため、光路選択部 2 8 の構成を簡素化することができ、その組み付けを容易に行うことができる。

【 0 0 7 6 】

(実施の形態 4)

以下、本発明の実施の形態 4 について説明する。上記各実施の形態で説明したものと同一の構成要素にはそれぞれ同じ参照番号を付してその詳細な説明を省略し、上記各実施の形態との相違点を中心に説明する。

【 0 0 7 7 】

本実施の形態では、図 1 1 に示すように、観察対象部位及び測定対象部位からの光を受光するための対物光学系が、分光測定用光路 P 1 に対応する対物光学系 2 1 のみであり、撮像用光路 P 2 に対応する対物光学系 2 2 は装備不要である。

【 0 0 7 8 】

すなわち、本実施の形態では、前述の各実施の形態に比べて対物光学系の個数を減らすことができる。

【 0 0 7 9 】

照明光照射時の受光光及び励起光照射時の受光光はいずれも、対物光学系 2 1 を通ってビームスプリッター 4 7 1 に送られる。ビームスプリッター 4 7 1 は、例えばハーフミラーであり、対物光学系 2 1 を通った受光光を 1 : 1 の割合で 2 分割することにより、第 1 及び第 2 の分割光を生成する。ビームスプリッター 4 7 1 は、第 1 の分割光を、分光測定用光路 P 1 上で伝播させて分光測定用 B P F 3 5 1 a に向かわせ、第 2 の分割光を、撮像用光路 P 2 上で伝播させて撮像用 B P F 3 5 1 b に向かわせる。本実施の形態は、部品点数が比較的少なく、しかも、可動部材がないため、装置規模を小型化しやすいという点で有利である。

【 0 0 8 0 】

(実施の形態 5)

以下、本発明の実施の形態 5 について説明する。上記各実施の形態で説明したものと同一の構成要素にはそれぞれ同じ参照番号を付してその詳細な説明を省略し、上記各実施の形態との相違点を中心に説明する。

【 0 0 8 1 】

本実施の形態では、図 1 2 に示すように、観察対象部位及び測定対象部位からの光を受光するための対物光学系が、撮像用光路 P 2 に対応する対物光学系 2 2 のみであり、分光測定用光路 P 1 に対応する対物光学系 2 1 は装備不要である。

【 0 0 8 2 】

すなわち、本実施の形態では、前述の実施の形態 4 と同様、対物光学系の個数を減らすことができる。

【 0 0 8 3 】

また、本実施の形態の光路選択部 2 8 は、撮像用光路 P 2 近傍で揺動可能に支持された可動ミラー 5 5 1 と、可動ミラー 5 5 1 を揺動させるアクチュエーター 5 5 2 と、固定ミラー 5 5 3 と、を含む。可動ミラー 5 5 1 は、撮像用光路 P 2 と交差する第 1 の位置 (図 1 2 中、実線で示す可動ミラー 5 5 1 の位置) と、撮像用光路 P 2 と交差しない第 2 の位置 (図 1 2 中、破線で示す可動ミラー 5 5 1 の位置) と、の間で変位するように揺動する。

【 0 0 8 4 】

撮像用光路 P 2 の選択は、照明光が照射されるときに、可動ミラー 5 5 1 が第 2 の位置に移動することで、実現される。このとき、撮像用光路 P 2 は開放されるため、対物光学系 2 2 を通った受光光は撮像用光路 P 2 上で伝播し、撮像素子 2 5 の受光面 2 5 a に入射する。なお、このとき、分光測定用光路 P 1 は特に遮断されないが、分光測定用光路 P 1 上で伝播する受光光が存在しない。

【 0 0 8 5 】

また、分光測定用光路 P 1 の選択は、励起光が照射されるときに、可動ミラー 5 5 1 が第 1 の位置に移動することで、実現される。このとき、可動ミラー 5 5 1 は撮像用光路 P 2 上に位置するため、対物光学系 2 2 を通った受光光は、可動ミラー 5 5 1 で反射され、それ以上、撮像用光路 P 2 上で伝播することはない。可動ミラー 5 5 1 での反射により、受光光の伝播方向は、分光測定用光路 P 1 の方向に変えられる。伝播方向を変えられた受光光は、固定ミラー 5 5 3 で再び反射され、さらに分光光学系 2 6 により分光されてから、撮像素子 2 5 の受光面 2 5 a に入射する。

【 0 0 8 6 】

すなわち、可動ミラー 5 5 1 は、対物光学系 2 2 を通った受光光を、励起光が照射されるときには分光測定用光路 P 1 に向かわせ、照明光が照射されるときには撮像用光路 P 2 に向かわせるように、受光光の伝播方向を反射により変更する反射部を構成する。

10

【 0 0 8 7 】

このように、本実施の形態では、光路選択部 2 8 の構成として、反射を利用して受光光の伝播方向を適宜変更する、反射部の構成が採用されている。この構成では、受光光が分光測定用光路 P 1 及び撮像用光路 P 2 の双方に同時に進入する可能性があり得ないので、分光測定用光路 P 1 上及び撮像用光路 P 2 のうちいずれか一方のみを選択する排他的な選択を、最も確実に行うことができる。

【 0 0 8 8 】

なお、可動ミラー 5 5 1 は、MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) ミラーであっても良い。

20

【 0 0 8 9 】

以上、本発明の各実施の形態について説明した。上記実施の形態は適宜組み合わせて実施することができる。

【 0 0 9 0 】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【 符号の説明 】

30

【 0 0 9 1 】

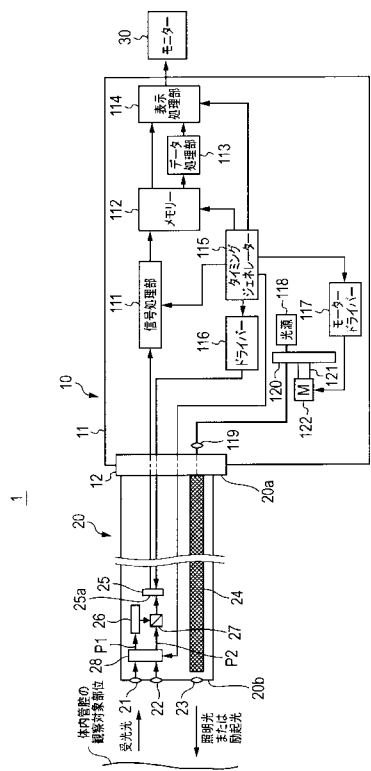
- 1 内視鏡装置
- 1 0 内視鏡プロセッサ
- 1 1 プロセッサ本体
- 1 2 コネクター
- 2 0 内視鏡挿入部
- 2 0 a 基端
- 2 0 b 先端
- 2 1、2 2、2 3 対物光学系
- 2 4 ライトガイドファイバー
- 2 5 撮像素子
- 2 5 a 受光面
- 2 6 分光光学系
- 2 6 a スリット
- 2 6 b コリメートレンズ
- 2 6 c 回折格子
- 2 6 d、1 1 9 集光レンズ
- 2 7 プリズム
- 2 8 光路選択部
- 2 9 原色フィルター

40

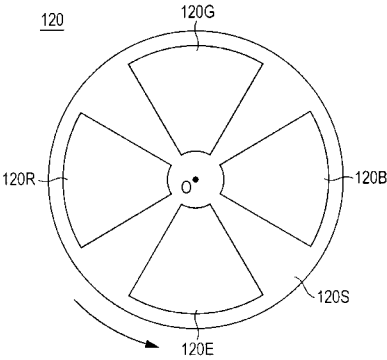
50

3 0	モニター	
1 1 1	信号処理部	
1 1 2	メモリー	
1 1 3	データ処理部	
1 1 4	表示処理部	
1 1 5	タイミングジェネレーター	
1 1 6	撮像素子ドライバー	
1 1 7	モータードライバー	
1 1 8	光源	
1 2 0	回転フィルター	10
1 2 0 R	Rフィルター	
1 2 0 G	Gフィルター	
1 2 0 B	Bフィルター	
1 2 0 E	励起光フィルター	
1 2 0 S	遮光部	
1 2 0 W	窓	
1 2 1	支持軸	
1 2 2	モーター	
1 5 1 a、1 5 1 b、2 5 1	遮光部材	
1 5 2 a、1 5 2 b、2 5 2、5 5 2	アクチュエーター	20
2 7 1	バンドパスフィルター	
3 5 1 a	分光測定用バンドパスフィルター	
3 5 1 b	撮像用バンドパスフィルター	
4 7 1	ビームスプリッター	
5 5 1	可動ミラー	
5 5 3	固定ミラー	
P 1	分光測定用光路	
P 2	撮像用光路	

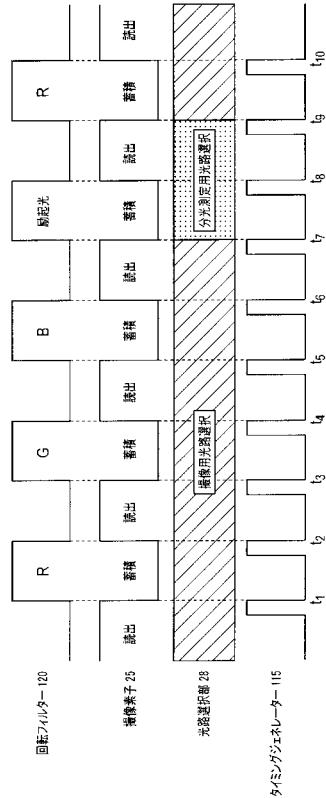
【 図 1 】



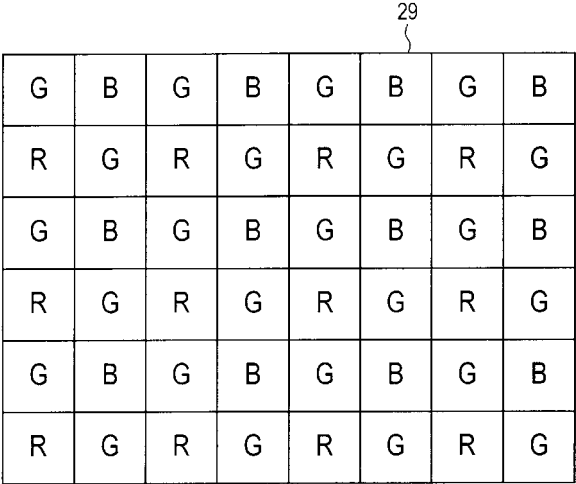
【 図 2 】



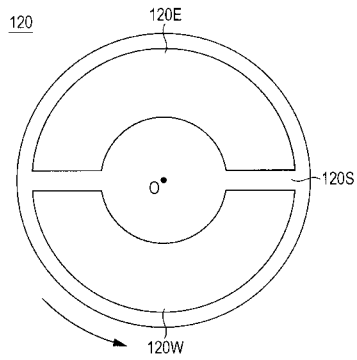
【 図 3 】



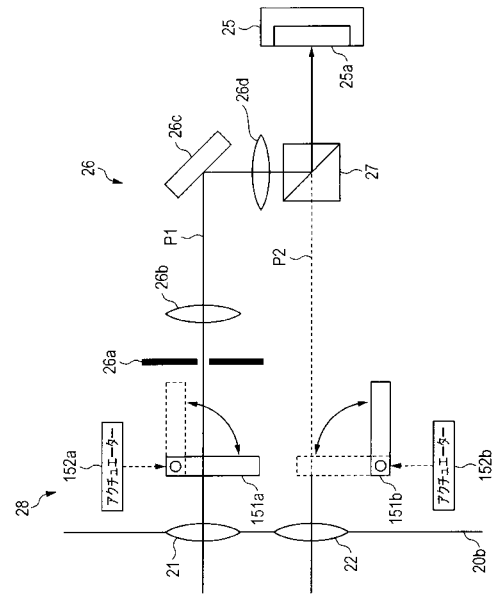
【 図 4 】



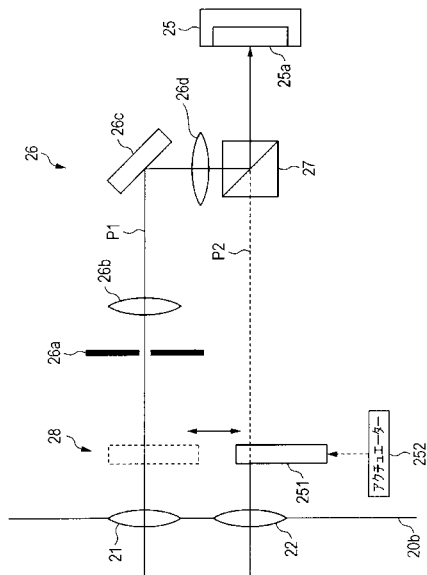
【図 5】



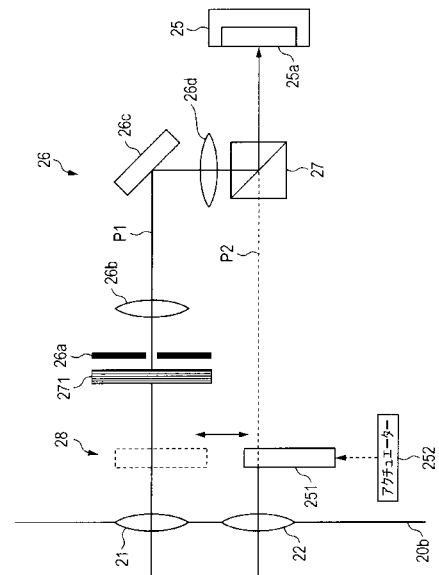
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(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 新 勇一

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 CA06 GA02

4C161 BB08 CC06 FF40 HH54 LL02 NN01 PP11 QQ02 QQ04 RR03

RR15 RR17 WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2014023776A	公开(公告)日	2014-02-06
申请号	JP2012167267	申请日	2012-07-27
[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	中島雅章 国本晃 真島雅尚 新勇一 三村勇介		
发明人	中島 雅章 国本 晃 真島 雅尚 新 勇一 三村 勇介		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 G02B23/26.D A61B1/00.511 A61B1/00.731 A61B1/045.650 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/GA02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR15 4C161/RR17 4C161/WW17		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不增大图像传感器的光接收面积的情况下，确保用于成像和光谱测量的较大的光接收区域，使用一个图像传感器不仅可以成像，还可以在宽波长范围内进行准确的光谱分析。提供一种还可以执行测量的内窥镜设备。内窥镜装置包括具有光接收表面（25a）的图像传感器（25），该光接收表面通常用于对体腔的观察目标部位成像并且对体腔的测量目标部位进行光谱测量，并且从测量目标部位接收光。分光光学系统26，其包括使光散射的衍射光栅或分光棱镜，具有分光光学系统的第一光路P1和不具有分光光学系统的第二光路P2以及选择的光路 当照射观察对象部位的照明光时，使接收的光经由第二光路P2入射到受光面25a，当照射被测定对象部位的激发光时，入射部经由第一光路进入光接收面25a。以及用于选择P1的光路选择单元28。[选型图]图1

