

(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2014-42751  
(P2014-42751A)

(43) 公開日 平成26年3月13日(2014.3.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
<b>G 0 2 B</b> 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	5 C 0 5 4
<b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	5 C 0 6 5
<b>H 0 4 N</b> 7/18 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	5 C 1 2 2

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2012-187971 (P2012-187971)  
(22) 出願日 平成24年8月28日 (2012.8.28)

(71) 出願人 000001270  
 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 鷺田 公一  
 (74) 代理人 100155620  
 弁理士 木曾 孝  
 (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  
 (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

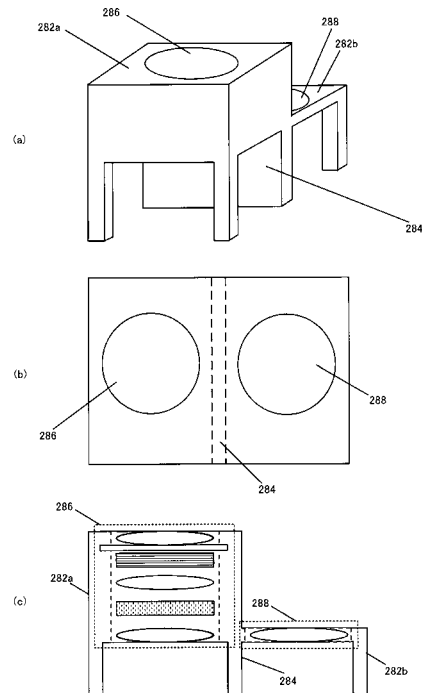
(54) 【発明の名称】 光学ユニットおよび内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】分光測定における波長領域の分解能を高めるとともに、測定対象部位または観察対象部位の分光測定または撮像に悪影響が及ばないようにする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自家蛍光を受光する。光学ユニットは、体内管腔の観察対象部位の撮像光を受光する撮像領域および、測定対象部位の自家蛍光を受光する分光領域が同一受光面上に形成された撮像素子と、撮像領域に撮像光を導光する撮像光学系 2 8 8 と、分光領域に自家蛍光を導光する分光光学系 2 8 6 と、撮像光学系 2 8 8 および分光光学系 2 8 6 を収容する筐体と、撮像光学系 2 8 8 を通る光の分光領域への入射および、分光光学系 2 8 6 を通る光の撮像領域への入射を遮断する遮光部 2 8 4 とを備える。

【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自家蛍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自家蛍光を受光する第 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 受光領域に前記自家蛍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収容する筐体と、

前記撮像光学系を通る光の前記第 2 受光領域への入射および、前記分光光学系を通る光の前記第 1 受光領域への入射を遮断する遮光部と、

を備える光学ユニット。

10

## 【請求項 2】

前記筐体は、前記撮像素子の受光面に面する位置に設置されたやぐら状の台座部を 2 つ有し、

前記 2 つの台座部の一方には前記分光光学系が配設され、

前記 2 つの台座部の他方には前記撮像光学系が配設され、

前記 2 つの台座部の間には、前記遮光部が設けられている請求項 1 に記載の光学ユニット。

20

## 【請求項 3】

前記 2 つの台座部は、前記撮像素子の前記第 1 受光領域および前記第 2 受光領域が覆われるように構成されている請求項 2 に記載の光学ユニット。

## 【請求項 4】

前記撮像光学系は、当該撮像光学系の焦点を前記観察対象部位に調整するフォーカス部を有する請求項 1 ~ 3 の何れか 1 項に記載の光学ユニット。

## 【請求項 5】

前記分光光学系は、シリンドリカルレンズを有する請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項に記載の光学ユニット。

## 【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 の何れか 1 項に記載の光学ユニットを有する長尺部材である内視鏡挿入部を備える内視鏡装置。

30

## 【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。かかる内視鏡装置においては、観察対象部位の撮像に撮像素子（例えば CCD (Charge Coupled Device)）を用いている。

40

## 【0003】

ところで、撮像素子を撮像領域と分光領域とに分割し、画像撮影と分光測定とを 1 つの撮像素子で行うことが、例えば特許文献 1 に記載されている。特許文献 1 に記載の技術では、分光領域を使用して分光測定を行うため、細かく分割した各波長領域のフィルターを撮像素子の各画素上に装着している。

## 【0004】

また、観察対象部位の撮像に用いる撮像素子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 2 に記載されている。特許文献 2 に記載の内視鏡装置では、撮像素子

50

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領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 $350 \pm 2.5$  [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 $355 \pm 2.5$  [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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-59865号公報

【特許文献2】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, 2に記載の技術では、分光を行う手段として、撮像素子の領域毎に透過する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当該撮像素子の上に直接貼り付けている。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、分光領域で検出できる波長領域の分解能は低くなってしまふ。例えば特許文献2に記載の技術では、波長領域の分解能は、5 [nm]であり、低くなっている。

【0007】

そこで、分光測定における波長領域の分解能を高めるため、バンドパスフィルターの代わりに、スリット、回折格子等を有する分光光学系により分光を行う方法が考えられる。しかし、この方法を採用した場合、分光領域で検出すべき受光光（すなわち、励起光の照射によって測定対象部位から発せられる光）が分光領域の前段に設けられた集光用レンズにより広げられ、受光光の一部が撮像領域に入射してしまい、観察対象部位の撮像に悪影響を及ぼしてしまうおそれがあるという問題があった。

【0008】

また、撮像領域で検出すべき受光光（すなわち、照明光の照射によって観察対象部位から発せられる光）が撮像領域の前段に設けられた集光レンズ（撮像レンズ）により広げられ、受光光の一部が分光領域に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうおそれがあるという問題があった。

【0009】

本発明は、分光測定における波長領域の分解能を高めるとともに、測定対象部位または観察対象部位の分光測定または撮像に悪影響が及ばないようにする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】

【0010】

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自家蛍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自家蛍光を受光する第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受光領域に前記自家蛍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収容する筐体と、

前記撮像光学系を通る光の前記第2受光領域への入射および、前記分光光学系を通る光

10

20

30

40

50

の前記第 1 受光領域への入射を遮断する遮光部と、  
を備える。

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挿入部を備える。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、分光測定における波長領域の分解能を高めるとともに、測定対象部位または観察対象部位の分光測定または撮像に悪影響が及ばないようにする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】

【0012】

10

【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光学ユニットの具体的な構成を示す図である。

【図 3】本実施の形態における筐体の構成を示す図である。

【図 4】本実施の形態における回転フィルターを光源側から見た図である。

【図 5】本実施の形態における動作タイミングを示す図である。

【図 6】本実施の形態における筐体の構成の変形例を示す図である。

【図 7】本実施の形態における撮像光学系の構成の変形例を示す図である。

【図 8】本実施の形態における分光光学系の構成の変形例を示す図である。

【図 9】本実施の形態における撮像光学系の構成の変形例を示す図である。

【図 10】本実施の形態における撮像素子と併用可能な原色フィルターを示す図である。

20

【図 11】本実施の形態における回転フィルターの変形例を示す図である。

【図 12】本実施の形態における原色フィルターに対する分光光の照射例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本実施の形態について、図面を用いて詳細に説明する。

[内視鏡装置 10 の構成]

図 1 に示す内視鏡装置 10 は、内視鏡プロセッサ 100 と、内視鏡プロセッサ 100 の本体 110 に設けられたコネクタ 130 を介して内視鏡プロセッサ 100 に装着された内視鏡挿入部 200 と、内視鏡プロセッサ 100 と通信可能に接続されたモニター 300 とを備える。

30

【0014】

内視鏡挿入部 200 は、本体（プロセッサ本体）110 側の基端 200 a から先端 200 b 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（例えば、10 [mm]）を有する。また、内視鏡挿入部 200 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。なお、内視鏡挿入部 200 には、送水用ある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 200 には、先端 200 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。

【0015】

40

内視鏡挿入部 200 は、対物光学系 220、ライトガイドファイバー 240（導光部）および光学ユニット 280 を有する。

【0016】

対物光学系 220 は、例えば対物レンズであり、内視鏡挿入部 200 の先端 200 b に配設されている。

【0017】

ライトガイドファイバー 240 は、内視鏡挿入部 200 内に收容された 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、基端 200 a から先端 200 b 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 240 は、内視鏡プロセッサ 100 内で生成された光（照明光または励起光）を内視鏡挿入部 200 の先端 200 b 近

50

傍まで導光する。ライトガイドファイバー 240 の端面は対物光学系 220 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 240 から射出された光は、対物光学系 220 を介して管腔の観察対象部位または測定対象部位に照射される。

#### 【0018】

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（受光光）は、光学ユニット 280 を通過することで、内視鏡挿入部 200 に受光される。

#### 【0019】

なお、観察対象部位または測定対象部位からの受光光は、観察対象部位または測定対象部位に照明光または励起光が照射されたとき、これらの部位から反射した光（撮像光または励起光）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。

10

#### 【0020】

##### [光学ユニット 280 の構成]

次に、図 2 を参照し、光学ユニット 280 の具体的な構成について説明する。

#### 【0021】

光学ユニット 280 は、CCD や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサからなる撮像素子 260 と、分光光学系 286 と、撮像光学系 288 と、撮像光学系 288 および分光光学系 286 を収容する筐体 282 と、遮光部 284 とを備える。撮像光学系 288 は、照明光の照射によって観察対象部位から発せられた受光光（撮像光）を撮像素子 260 の撮像領域 262（第 1 受光領域）に導光する。分光光学系 286 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（自家蛍光）を分光して撮像素子 260 の分光領域 264（第 2 受光領域）に導光する。遮光部 284 は、筐体 282 内に設けられ、撮像光学系 288 を通る光の分光領域 264 への入射および、分光光学系 286 を通る光の撮像領域 262 への入射を遮断する。

20

#### 【0022】

図 3 (a) は、光学ユニット 280 が備える筐体 282 の斜視図である。図 3 (b) は、筐体 282 の平面図である。図 3 (c) は、筐体 282 の縦断面図である。筐体 282 は、撮像素子 260 の受光面に面する位置に設置されたやぐら状の台座部 282 a, 282 b が組み合わされた構造を有する。ここでいうやぐら状とは、複数の支柱を立設して、その上部間を支持の対象となる部材（ここでは、台座部 282 a, 282 b）で相互に連結することで、上記部材が基準面（ここでは撮像素子の受光面 260 a）よりも高い位置に支持されている状態をいう。分光光学系 286 を構成する各光学素子は、図 3 (c) に示すように、台座部 282 a 内に配設されている。撮像光学系 288 を構成する各光学素子は、図 3 (c) に示すように、台座部 282 b 内に配設されている。遮光部 284 は、台座部 282 a と台座部 282 b との間を仕切る壁部材として機能する。なお、筐体 282 の材質は、成形の容易さ等の理由により、樹脂であることが望ましい。

30

#### 【0023】

図 2 に示すように、分光光学系 286 は、対物レンズ 286 a、バンドパスフィルター 286 b、スリット 286 c、コリメートレンズ 286 d、回折格子 286 e および集光レンズ 286 f を有する。

40

#### 【0024】

対物レンズ 286 a 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、自家蛍光）を集光する。

#### 【0025】

バンドパスフィルター 286 b 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 286 b は

50

、対物レンズ 286 a 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。

【0026】

スリット 286 c は、矩形状に形成されており、スリット 286 c の後段に位置する回折格子 286 e に入射させる光の幅を調整する。

【0027】

コリメートレンズ 286 d は、スリット 286 c からの光束を略平行な光束に変換する。

【0028】

回折格子 286 e は、透過型の回折格子であり、コリメートレンズ 286 d を通過した光を各波長に分解（分光）して集光レンズ 286 f に向け射出する。

10

【0029】

集光レンズ 286 f は、回折格子 286 e により分光された各波長の光を集光して撮像素子 260 の分光領域 264 に射出する。なお、分光光学系 286 及び分光領域 264（撮像素子 260）を有する光学ユニット 280 が、内視鏡挿入部 200 の先端部に設けられているため、内視鏡プロセッサ 100 内など、内視鏡挿入部 200 よりも外側に分光光学系や測定光の受光素子を設ける場合に比べて導光距離が短いため光のロスが少なく、より微弱な測定光の測定に有利である。

【0030】

撮像光学系 288 は、集光レンズ 288 a を有する。集光レンズ 288 a は、照明光の照射によって観察対象部位から発せられた受光光を集光して撮像素子 260 の撮像領域 262 に射出する。

20

【0031】

なお、本実施の形態において、分光を行う回折格子 286 e 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 286 e 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 286 c の代わりにピンホールを使用しても良い。

【0032】

撮像素子 260 は、モノクロタイプのものであり、内視鏡挿入部 200 の先端 200 b 近傍に固定されている。

30

【0033】

撮像素子 260 では、撮像領域 262 および分光領域 264 が同一受光面上に形成されている。撮像素子 260 は、光学ユニット 280 の撮像光学系 288 を通過した受光光および、分光光学系 286 を通過した受光光が何れも受光面 260 a に入射して受光面 260 a 上で結像されるように、配置されている。撮像素子 260 は、図示しない回路基板上に設けられている。撮像素子 260 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 110 内へ伝送される。

【0034】

ここで、光学ユニット 280 の撮像光学系 288 を通過した受光光は、分光されずに、受光面 260 a に設けられた撮像領域 262 に入射する。よって、撮像領域 262 に入射した受光光から得られる画像信号は、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、光学ユニット 280 の分光光学系 286 を通過した受光光は、分光されたうえで、受光面 260 a に設けられた分光領域 264 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 264 を構成する各画素は、受光光を波長成分毎に検出することができる。よって、分光領域 264 に入射した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。

40

【0035】

すなわち、撮像素子 260 の受光面 260 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。なお、撮像領域 262 は、分光領域 264 と比べて、

50

できるだけ広い方が望ましく、分光領域 264 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受光光（自家蛍光）の強度が弱い場合には、分光領域 264 を構成する画素のライン数を増やすことで分光領域 264 全体の感度を上げることが望ましい。

**【0036】**

遮光部 284 は、撮像光学系 288 と分光光学系 286 との間に位置し、撮像光学系 288 を構成する集光レンズ 288 a から射出された光が分光領域 264 に入射することを防止するとともに、分光光学系 286 を構成する集光レンズ 286 f から射出された光が撮像領域 262 に入射することを防止する。

**【0037】**

なお、内視鏡挿入部 200 の先端には、図 2 に示すように、樹脂性である円筒状のキャップ 290 が取り付けられている。この構成により、内視鏡挿入部 200 の先端から照明光または励起光を照射する際、キャップ 290 の先端部を管腔壁に押しつけることによって、内視鏡挿入部 200 の先端と管腔壁との間で適切な距離を保つことができる。

**【0038】**

図 1 の説明に戻って、プロセッサ本体 110 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 およびモーター 122 を備える。

**【0039】**

光源 118 は、例えばキセノンランプまた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。

**【0040】**

回転フィルター 120 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 121 により回転可能に支持されている。回転フィルター 120 は、モータードライバー 117 により駆動されるモーター 122 に従って回転する。

**【0041】**

ここで、回転フィルター 120 は、図 4 に示すように光源 118 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 120 R、120 G、120 B、120 E を嵌め込んだ構成を有する。これらのフィルター 120 R、120 G、120 B、120 E は、支持軸 121 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 4 に示す矢印方向に回転フィルター 120 が回転すると、フィルター 120 R、120 G、120 B、120 E が順次、白色光の光路を横切る。

**【0042】**

フィルター 120 R、120 G、120 B は、赤色（R）、緑色（G）および青色（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」および「Bフィルター」という）。すなわち、Rフィルター 120 R、Gフィルター 120 G および Bフィルター 120 B は、光源 118 の白色光から RGB 3 色の照明光を得るために用いられる。Rフィルター 120 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 120 R の次には Gフィルター 120 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 120 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 RGB 3 色の光が順次、集光レンズ 119 を介して内視鏡挿入部 200 のライトガイドファイバー 240 に入射し、導光される。

**【0043】**

フィルター 120 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 120 E は、光源 118 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 120 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

10

20

30

40

50

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120Eは、Bフィルター120Bの後、かつ、Rフィルター120R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、かつ、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119を介して内視鏡挿入部200のライトガイドファイバー240に入射し、導光される。

【0044】

回転フィルター120の遮光部120S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。

【0045】

すなわち、光源118が白色光を連続的に発光する間、回転フィルター120は回転して、Rフィルター120R、Gフィルター120G、Bフィルター120Bおよび励起光フィルター120Eを順次、光源118の光路と交差させる。その結果として、赤色光、緑色光、青色光および励起光が、この順序で間欠的に生成され、観察対象部位または測定対象部位に照射されることとなる。

10

【0046】

なお、赤色光、緑色光、青色光および励起光を順次、かつ、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118と回転フィルター120との組み合わ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。

【0047】

撮像素子ドライバー116は、撮像素子260の動作を制御する。

20

【0048】

タイミングジェネレーター115は、撮像素子260および回転フィルター120等の、内視鏡装置10内の各部の動作を同期化する。ここで、プロセッサ本体110内の回転フィルター120ならびに撮像素子260の動作タイミングの関係について、図5を用いて説明する。

【0049】

回転フィルター120および撮像素子260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。

【0050】

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、青色光および励起光を順次、かつ、間欠的に生成させる。これにより、観察対象部位または測定対象部位には、赤色光、緑色光、青色光および励起光が順次、かつ、間欠的に照射される。

30

【0051】

また、撮像素子260は、赤色光、緑色光、青色光および励起光の何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、観察対象部位また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260は、赤色光、緑色光、青色光および励起光の何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）。

40

【0052】

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、観察対象部位からの受光光は、撮像素子260の撮像領域262に入射する。よって、撮像領域262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。

【0053】

同様に、緑色光また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、撮像領域262において、緑色また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または青色の画像信号（G画像信号またはB画像信号）が得られる。G画像信号

50

またはB画像信号は、緑色光また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。

【0054】

励起光が照射されているタイミング  $t_7 \sim t_8$  では、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260の分光領域264に入射する。よって、分光領域264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。

【0055】

信号処理部111は、撮像素子260の撮像領域262または分光領域264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、アナログデジタル変換およ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画像データおよび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、タイミングジェネレーター115のトリガー信号により他部の動作と同期して行われる。

【0056】

データ処理部113は、メモリー112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113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114に出力される。

【0057】

表示処理部114は、メモリー112からRGB3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300に表示させる。

【0058】

また、表示処理部114は、データ処理部113から受けたデータ処理結果を、測定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300に表示させる。

【0059】

表示処理部114の上記表示処理は、タイミングジェネレーター115のトリガー信号により他部の動作と同期して行われる。

【0060】

表示部としてのモニター300は、例えば液晶ディスプレイ等である。

【0061】

[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280は、体内管腔の観察対象部位の撮像光を受光する撮像領域262および、測定対象部位の自家蛍光を受光する分光領域264が同一受光面上に形成された撮像素子260と、撮像領域262に撮像光を導光する撮像光学系288と、分光領域264に自家蛍光を導光する分光光学系286と、撮像光学系288および分光光学系286を収容する筐体282と、撮像光学系288を通る光の分光領域264への入射および、分光光学系286を通る光の撮像領域262への入射を遮断する遮光部284とを備える。

【0062】

このように構成した本実施の形態によれば、分光領域264で検出すべき受光光（すなわち、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）が分光領域264の前段に設けられた集光レンズ286fにより撮像領域262側に広げられても、当該受光光は遮光部284により遮られる。そのため、分光光学系286に入射した受光光の一部が撮像領域262に入射してしまい、観察対象部位の撮像に悪影響を及ぼしてしまうこと

10

20

30

40

50

を防止することができる。また、撮像領域 262 で検出すべき受光光（すなわち、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）が撮像領域 262 の前段に設けられた集光レンズ 288a により広げられても、当該受光光は遮光部 284 により遮られる。そのため、撮像光学系 288 に入射した受光光の一部が分光領域 264 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。

#### 【0063】

##### [変形例]

なお、上記実施の形態において、図 6 に示すように、筐体 282 を構成する複数の支柱間を例えば樹脂製の壁 282c, 282d, 282e で塞ぐことにより、筐体 282 を撮像素子 260 に設置する際に撮像素子 260 の撮像領域 262 および分光領域 264 が覆われるように構成しても良い。この構成により、筐体 282 の外部からの光に対して撮像素子 260 を確実に遮光することができ、観察対象部位の撮像または測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうおそれのある光（外乱光）が撮像素子 260 の撮像領域 262 および分光領域 264 に入射することを防止できる。さらに、筐体 282 の内周面の色を黒色にしても良い。この構成により、分光光学系 286 または撮像光学系 288 を通った光が筐体 282 の内周面で反射することを防止し、当該内周面で反射した光が分光領域 264 または撮像領域 262 に入射することを防止でき、ひいては観察対象部位の撮像または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できる。

#### 【0064】

上記実施の形態では、撮像光学系 288 に固定焦点（パンフォーカス）タイプを採用している。ユーザー（典型的には医者）が観察対象部位を観察する視野を確保するために、被写界深度範囲が拡大されたパンフォーカスの観察状態で、診察や治療を行えることが望ましいからである。ただし、撮像光学系 288 に固定焦点タイプを採用することは必ずしも必須ではなく、撮像光学系 288 に可動素子、アクチュエーター等を適宜組み込むことにより、ズームやフォーカス調整が行えるようにしても良い。図 7 は、撮像光学系 288 の焦点を観察対象部位に調整するフォーカス部の構成を示す。フォーカス部は、集光レンズ 288a、ボールねじ 289 を備える。ボールねじ 289 は、その端部が台座部 282b に連結されている。ボールねじ 289 は、図示しない駆動手段（例えば、モーター）によって回転駆動される。集光レンズ 288a は、ボールねじ 289 に螺合するように取り付けられている。集光レンズ 288a は、ボールねじ 289 の回転によりボールねじ 289 の軸方向（図中、矢印 A 方向）に沿って移動する。

#### 【0065】

また、上記実施の形態において、図 8 に示すように、分光光学系 286 の集光レンズ 286f に代えて、シリンダリカルレンズ 286g を用いても良い。シリンダリカルレンズ 286g は、一方向のみに曲率を持ち、直交する方向には曲率を持たず、円筒を半分に割ったような外観の角形または丸形のレンズである。シリンダリカルレンズ 286g は、一軸方向のみに光を収束または拡散させることができる。この構成により、コリメートレンズ 286d から射出された平行光をそのまま撮像素子 260 の分光領域 264 に入射させることができる。

#### 【0066】

また、上記実施の形態において、図 9 に示すように、撮像光学系 288 は、集光レンズ 288a 以外に、照明光の照射によって観察対象部位から発せられた受光光を集光する対物レンズ 288c、スリット 286c からの光束を略平行な光束に変換するコリメートレンズ 288b をさらに備えても良い。この場合、コリメートレンズ 288b および対物レンズ 288c を収容するスペースを確保する観点から、台座部 282b の高さを高く変更する必要がある。

#### 【0067】

また、上述した本実施の形態では、撮像素子 260 はモノクロタイプであり、この撮像素子 260 を用いて観察対象部位をカラーで撮像するために、RGB 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 6 8 】

しかしながら、撮像素子 2 6 0 は、その撮像領域 2 6 2 上に例えば図 1 0 に示す原色フィルター 3 1 0 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、図 1 1 に示すように、R フィルター 1 2 0 R、G フィルター 1 2 0 G および B フィルター 1 2 0 B を有する代わりに、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。

## 【 0 0 6 9 】

ただし、原色フィルター 3 1 0 を貼付された撮像素子 2 6 0 の分光領域 2 6 4 に分光された光（自家蛍光）を入射させる場合、自家蛍光の各波長の強度を算出する際、各カラーフィルター（R G B）の透過率を考慮する必要がある。以下、自家蛍光の強度を算出する具体的な方法について説明する。原色フィルター 3 1 0 は、図 1 0 に示すように、R 1 枚、G 2 枚、B 1 枚の計 4 枚のカラーフィルターで 1 組の構成になっている。撮像素子 2 6 0 の分光領域 2 6 4 に自家蛍光を入射させる場合、この 4 枚 1 組に波長領域毎の光（自家蛍光）を照射する。図 1 2 は、分光領域 2 6 4 に撮像素子 2 6 0 の一部を切り出したものを示す。

10

## 【 0 0 7 0 】

図 1 2 ( a ) の例では、波長が 5 0 0 [ n m ] である光を、原色フィルター 3 1 0 の左上に位置する 4 枚 1 組の部分に照射している。また、波長が 5 0 3 [ n m ] である光を、5 0 0 [ n m ] に対応する 4 枚 1 組の右隣の部分に照射している。どの組にどの波長領域の光を照射するかについては、前段階の光学素子（スリット 2 8 6 c や集光レンズ 2 8 6 f など）の組み合わせで決定する。

20

## 【 0 0 7 1 】

例えば、5 0 0 [ n m ] の光を照射している領域に含まれる各画素（各カラーフィルターに対応）で検出した光強度の値は、以下である。

R フィルター：8 9

B フィルター：5

各 G フィルター：3 1

各カラーフィルターにおける 5 0 0 [ n m ] の光の透過率は、それぞれ以下のようになっている。

30

R フィルター：9 0 [ % ]

B フィルター：5 [ % ]

G フィルター：3 0 [ % ]

ここで、透過率は、そのまま光を通す割合を表している。例えば、波長が 5 0 0 [ n m ] であり、強度が 1 0 0 の光を R フィルターに照射した場合、R フィルターを通過する光の強度は 9 0 ( = 1 0 0 × 9 0 [ % ] ) となる。このように、5 0 0 [ n m ] の光が照射された領域で検出される光の強度 X ( フィルターを通過する前の光強度 ) は、以下の式 ( 1 ) から約 4 0 5 となる。

$$X = \{ 8 9 \div 9 0 [ \% ] ( R \text{ フィルター} ) \} + \{ 5 \div 5 [ \% ] ( B \text{ フィルター} ) \} + \{ 3 1 \div 3 0 [ \% ] ( G \text{ フィルター} ) \} \times 2 [ \text{枚} ] \cdots ( 1 )$$

40

## 【 0 0 7 2 】

ところで、検出される波長の領域によっては、カラーフィルターを全く通過しない場合もある。各カラーフィルターにおける 3 0 0 [ n m ] の光の透過率は、それぞれ以下のようになっている。

R フィルター：0 [ % ]

B フィルター：3 0 [ % ]

G フィルター：0 [ % ]

この場合、5 0 0 [ n m ] の光を照射する場合と同様に、3 0 0 [ n m ] の光を 4 枚 1 組のカラーフィルターに照射すると、B フィルター以外に照射された光を検出することができない。そこで、図 1 2 ( b ) に示すように、3 0 0 [ n m ] の光が B フィルターのみ

50

に照射されるように光学設計を行う。

【0073】

また、上記実施の形態では、光学ユニット280は、全ての光学系を組みこんだ構成を有しているが、後から光学系を組めるように光学系の部分が抜かれている穴が空いた構成を有しても良い。

【0074】

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。

10

【符号の説明】

【0075】

- 10 内視鏡装置
- 100 内視鏡プロセッサ
- 110 プロセッサ本体
- 111 信号処理部
- 112 メモリー
- 113 データ処理部
- 114 表示処理部
- 115 タイミングジェネレーター
- 116 撮像素子ドライバー
- 117 モータードライバー
- 118 光源
- 119 集光レンズ
- 120 回転フィルター
- 120R Rフィルター
- 120G Gフィルター
- 120B Bフィルター
- 120E 励起光フィルター
- 120S 遮光部
- 120W 窓
- 130 コネクタ
- 200 内視鏡挿入部
- 200a 基端
- 200b 先端
- 220 対物光学系
- 240 ライトガイドファイバー
- 260 撮像素子
- 260a 受光面
- 262 撮像領域
- 264 分光領域
- 280 光学ユニット
- 282 筐体
- 282a, 282b 台座部
- 282c, 282d, 282e 壁
- 284 遮光部
- 286 分光光学系
- 286a 対物レンズ
- 286b バンドパスフィルター
- 286c スリット

20

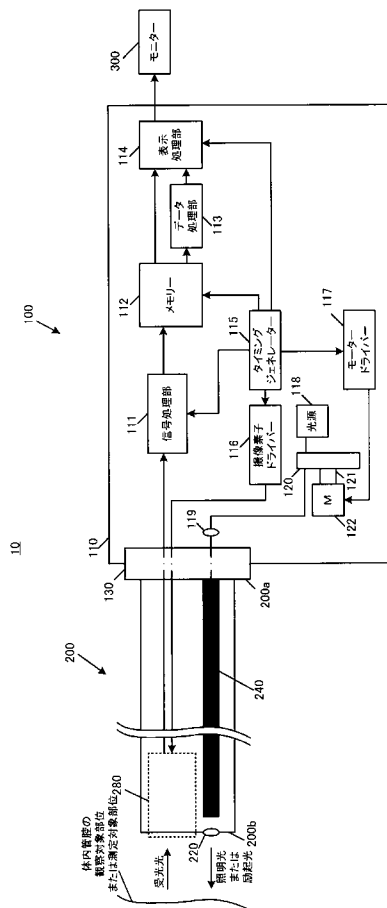
30

40

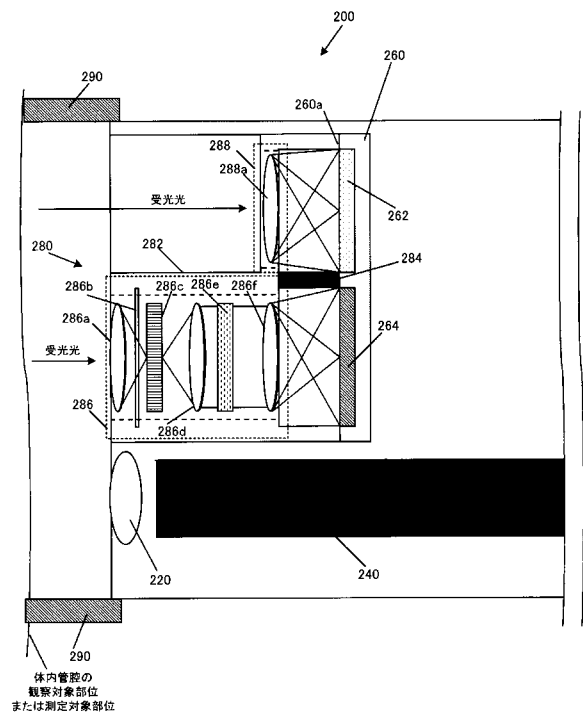
50

- 286d コリメートレンズ
- 286e 回折格子
- 286f 集光レンズ
- 286g シリンドリカルレンズ
- 288 撮像光学系
- 288a 集光レンズ
- 288b コリメートレンズ
- 288c 対物レンズ
- 289 ボールねじ
- 290 キャップ
- 290 キャップ
- 300 モニター
- 310 原色フィルター

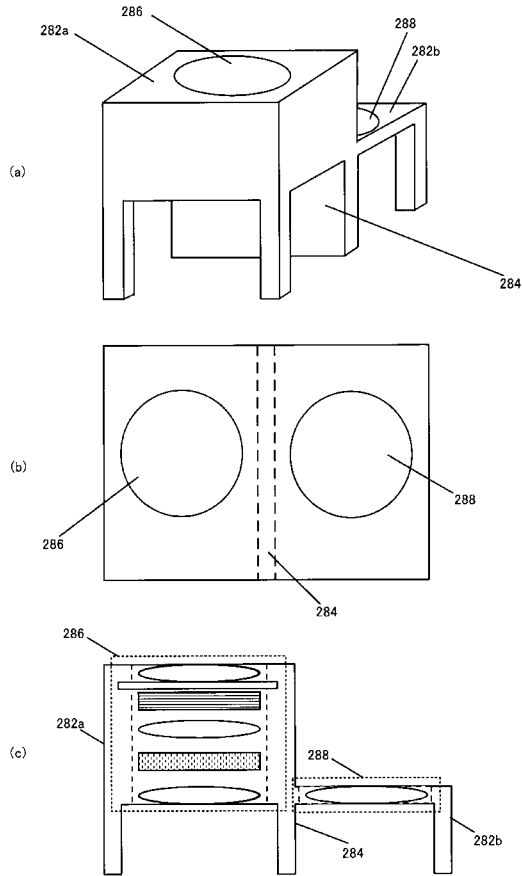
【 図 1 】



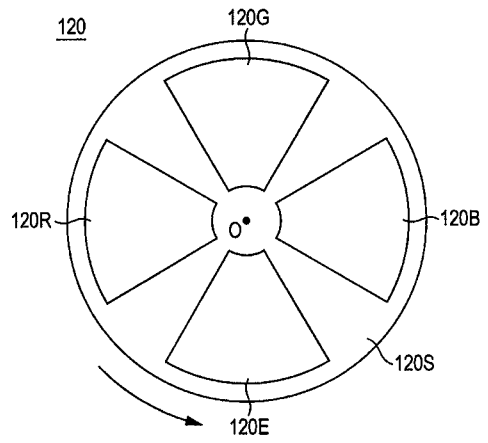
【 図 2 】



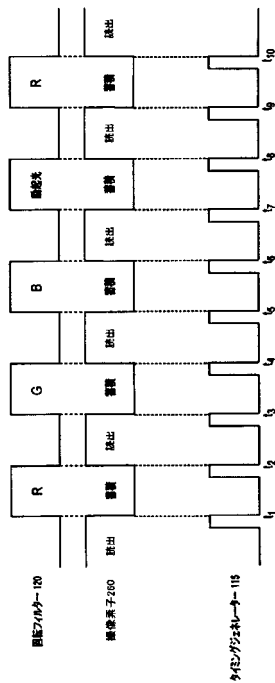
【 図 3 】



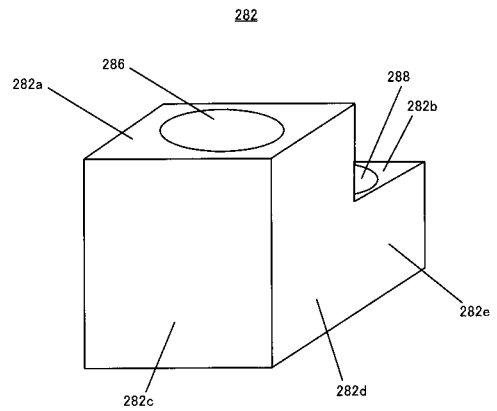
【 図 4 】



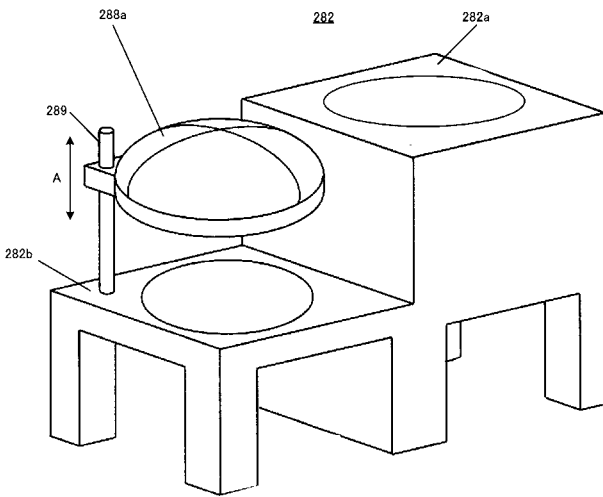
【 図 5 】



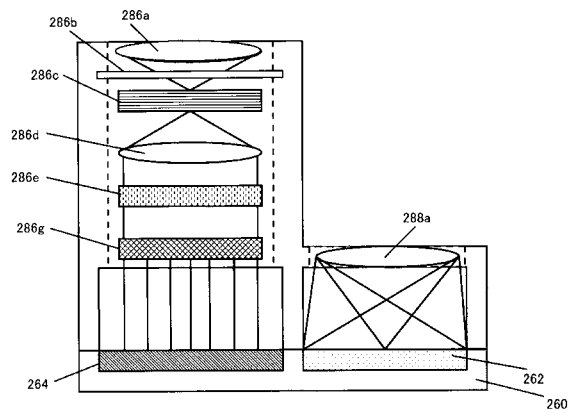
【 図 6 】



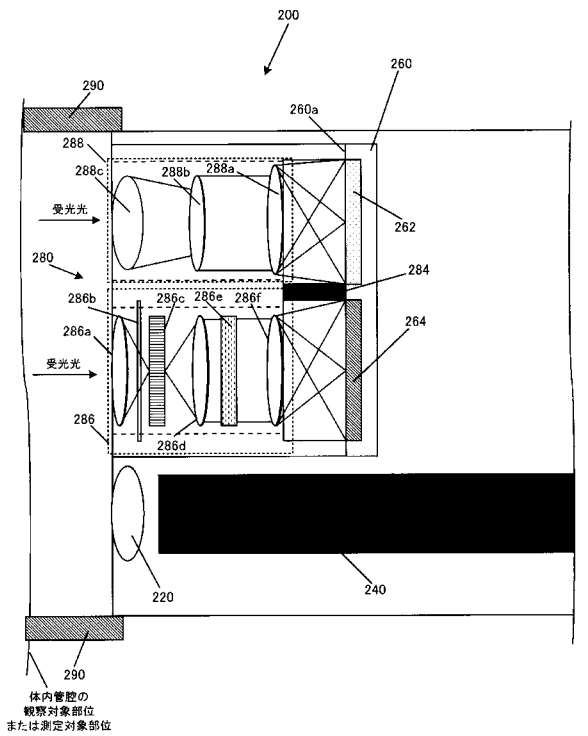
【 図 7 】



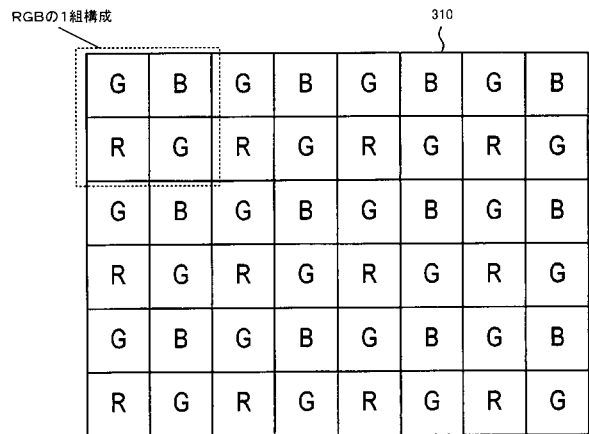
【 図 8 】



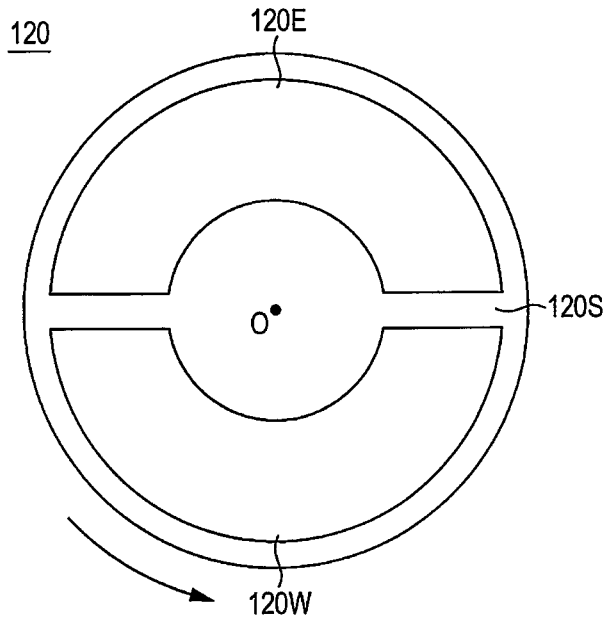
【 図 9 】



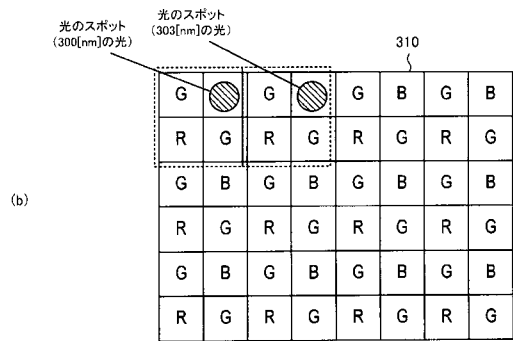
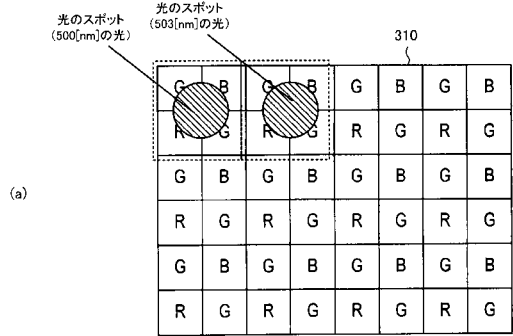
【 図 10 】



【図 1 1】



【図 1 2】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード(参考)
H 0 4 N	9/07	(2006.01)	G 0 2 B	23/24		B
H 0 4 N	5/225	(2006.01)	H 0 4 N	7/18		M
H 0 4 N	9/04	(2006.01)	H 0 4 N	9/07		Z
			H 0 4 N	5/225		C
			H 0 4 N	9/04		Z

(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 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

Fターム(参考) 2H040 BA05 CA22 GA02 GA05

4C161 AA00 BB02 CC06 DD03 FF40 FF47 HH54 LL02 MM01 NN01

QQ02 QQ04 RR04 RR14 RR18 SS11

5C054 CC07 HA12

5C065 AA04 BB30 CC01 DD17 EE05 EE06 EE10

5C122 DA26 EA12 FB02 FB16 FC04 GG02 GG12 HB02

专利名称(译)	光学单元和内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014042751A</a>	公开(公告)日	2014-03-13
申请号	JP2012187971	申请日	2012-08-28
[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	三村 勇介 中島 雅章 国本 晃 真島 雅尚 新 勇一		
发明人	三村 勇介 中島 雅章 国本 晃 真島 雅尚 新 勇一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 G02B23/24 H04N7/18 H04N9/07 H04N5/225 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.P G02B23/26.C G02B23/24.B H04N7/18.M H04N9/07.Z H04N5/225.C H04N9/04.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.200 H04N5/225.300 H04N5/225.400 H04N5/225.500		
F-TERM分类号	2H040/BA05 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA05 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS11 5C054/CC07 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/BB30 5C065/CC01 5C065/DD17 5C065/EE05 5C065/EE06 5C065/EE10 5C122/DA26 5C122/EA12 5C122/FB02 5C122/FB16 5C122/FC04 5C122/GG02 5C122/GG12 5C122/HB02		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种光学单元和内窥镜装置，该光学单元和内窥镜装置能够提高光谱测量中的波长区域中的分辨率并且防止对光谱测量或测量目标部位或观察目标部位的成像产生不利影响。光学单元接收体腔的观察目标部分的成像光和体腔的测量目标部分的自发荧光。光学单元包括：成像区域，用于接收体腔的观察目标部位的成像光；成像元件，其中用于接收测量目标部位的自发荧光的光谱区域形成在同一光接收表面上；以及成像区域中的成像光。将自发荧光引导至光谱区域的图像拾取光学系统288，容纳图像拾取光学系统288和光谱光学系统286的壳体以及穿过图像拾取光学系统288的光的光谱。提供了光阻挡单元284，该光阻挡单元284用于阻挡在该区域上的入射以及在成像区域上穿过光谱光学系统286的光。[选择图]图3