

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6381171号  
(P6381171)

(45) 発行日 平成30年8月29日(2018.8.29)

(24) 登録日 平成30年8月10日(2018.8.10)

(51) Int.Cl.	F 1					
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/07</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/07	7 3 3	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/233</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/233		
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/07	7 3 5	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/07	7 3 2	
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/045</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	5 2 4	
請求項の数 12 (全 27 頁) 最終頁に続く						

(21) 出願番号 特願2017-555613 (P2017-555613)  
 (86) (22) 出願日 平成29年2月23日(2017.2.23)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/006921  
 (87) 国際公開番号 W02017/179312  
 (87) 国際公開日 平成29年10月19日(2017.10.19)  
 審査請求日 平成29年10月23日(2017.10.23)  
 (31) 優先権主張番号 15/098416  
 (32) 優先日 平成28年4月14日(2016.4.14)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (74) 代理人 100101661  
 弁理士 長谷川 靖  
 (74) 代理人 100135932  
 弁理士 篠浦 治  
 (72) 発明者 吉野 真広  
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ  
 ンパス株式会社内

審査官 ▲高▼原 悠佑

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入され、可撓性を有する挿入部を有し、前記挿入部の先端から前記被検体に向けて照明光を照射可能な内視鏡と、

前記被検体に対して、前記照明光の照射範囲のうち所定の方向とは異なる他の方向に位置する第1の領域に第1の照明光を照射させ、前記所定の方向に位置する第2の領域に前記第1の照明光と光量および波長帯域のうち少なくとも一方が異なる第2の照明光を照射させる、または前記第2の領域に光を照射させない照明機構と、を有し、

前記照明機構は、前記照明光が照射された前記被検体の外部から前記第1の領域の視認、または、前記第2の領域のみの視認により、前記照射範囲における前記第2の領域が存在する前記所定の方向を把握可能とする前記照明光を生成する

ことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記照明機構は、前記内視鏡に配置され、前記照明光を前記挿入部の先端まで導光する複数のファイバが束状に形成された導光部を有し、

前記導光部は、前記照明光の照射範囲のうち所定の方向に対応するファイバと、他の方向に対応するファイバとの導光特性とが異なる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照明機構は、

前記内視鏡の先端に設けられ、前記照明光を前記被検体に照射するための光学部材と、前記光学部材に設けられ、前記所定の方向に照射される前記照明光の光路上に設けられるフィルタと、

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記照明機構は、照明光を発生する光源ユニットにより構成され、

前記内視鏡は、前記光源ユニットにより発生された前記照明光を前記挿入部の先端に導光する少なくとも一本の光ファイバを備えて構成される導光部と、前記導光部の先端を所定の走査軌跡を描くように駆動するアクチュエータと、前記導光部の先端に対向して配置され、前記導光部の先端から出射される前記照明光を前記被検体における所定の走査範囲を照射範囲として光スポットで走査するように照射する光学部材と、前記被検体に照射された前記照明光における前記照射範囲のうちの一部となる観察範囲からの戻り光を受光する受光用光ファイバにより形成される走査型内視鏡であり、

さらに、前記受光用光ファイバから出射される光信号に基づいて、前記観察範囲に対応する画像信号を生成し、生成した前記画像信号を表示装置に出力する画像処理装置を有し、

前記光源ユニットは、前記光学部材に前記第 2 の照明光を発生する透過特性のフィルタが設けられた第 1 の種類の走査型内視鏡を着脱自在に接続可能である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記光源ユニットは、前記光学部材に前記フィルタが設けられていない第 2 の種類の走査型内視鏡とも着脱自在に接続可能である

ことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

更に、前記光源ユニットに前記第 1 の種類の走査型内視鏡が接続された場合には、前記光源ユニットにおいて発生した前記照明光を前記導光部を経て前記フィルタが設けられた前記光学部材に入射させることにより、前記光学部材において発生した前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光とを前記照射範囲に照射するように前記光源ユニットを制御し、

前記光源ユニットに前記第 2 の種類の走査型内視鏡が接続された場合には、前記導光部を経て前記フィルタが設けられていない前記光学部材に入射させる前記照明光として、前記光源ユニットにおいて前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光とを発生するように前記光源ユニットを制御する制御ユニットを有する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

更に、前記光源ユニットに接続される前記走査型内視鏡が前記第 1 の種類であるか前記第 2 の種類であるかの判別を行うように構成された判別ユニットを有する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記判別ユニットにより前記第 1 の種類の走査型内視鏡が接続された判別結果の場合には、前記光源ユニットにおいて発生した前記照明光を前記導光部を経て前記フィルタが設けられた前記光学部材に入射するように前記光源ユニットを制御し、

前記判別ユニットにより前記第 2 の種類の走査型内視鏡が接続された判別結果の場合には、前記光源ユニットが発生する前記照明光として、前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光とを発生するように前記光源ユニットを制御する制御ユニットを有する

ことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記光源ユニットに前記第 2 の種類の走査型内視鏡が接続された場合には、前記制御ユニットは、前記光スポットが前記観察範囲を走査する第 1 の走査期間においては、前記光源ユニットが前記第 1 の照明光としての赤、緑、青の各光をパルス発光するように制御し、

10

20

30

40

50

前記光スポットが前記観察範囲の外側を走査する第2の走査期間においては、前記所定の方向を表すタイミングにおいて、前記光源ユニットが前記第1の照明光とは異なる前記第2の照明光としての赤、又は緑、又は青の光をパルス発光するように制御する

ことを特徴とする請求項6に記載の内視鏡装置。

【請求項10】

更に、前記観察範囲を含む前記照射範囲において、前記観察範囲の所定の方向を表す第3の照明光を発生させる選択を行う選択スイッチを有する

ことを特徴とする請求項6に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記光源ユニットに前記第2の種類の種類の内視鏡が接続され、かつ前記選択スイッチによる選択が行われた場合には、前記制御ユニットは、前記観察範囲における前記所定の方向に前記光スポットが走査するように、前記アクチュエータを駆動する制御を行うと共に、前記所定の方向に前記光スポットが走査する第3の走査期間において、前記光源ユニットを前記第3の照明光として発光させるように制御し、更に、前記第3の走査期間においては、前記画像処理装置が前記画像信号の生成を停止するように制御する

ことを特徴とする請求項10に記載の内視鏡装置。

【請求項12】

前記制御ユニットは、前記画像処理装置が前記画像信号の生成を停止する前記第3の走査期間においては、前記画像処理装置が前記第3の走査期間の直前に生成した前記画像信号の画像を静止画として、前記表示装置に出力するように制御する

ことを特徴とする請求項11に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は照明光を照射する内視鏡を備えた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内に挿入される挿入部を有し、挿入部の先端から照明光を照射し、照明された部位を観察する内視鏡が医療分野等において広く用いられるようになってきている。

内視鏡により取得される撮像画像は、内視鏡画像としてモニタに表示され、その場合湾曲部の上方向又は撮像素子における所定の方向が内視鏡画像の上方向となる状態で表示される。

第1の従来例としての日本国特開2001-299695号公報は、挿入部の先端の傾斜面に2箇所の投影窓を配置し、手術部位に発光指標を投影し、投影された発光指標が硬性内視鏡の観察像に表示されるようにした内視鏡装置を開示している。

また、第2の従来例としての日本国特開2009-279181号公報は、照明光を導光するライトガイドファイバから外部に漏れる漏れ光が入射される指標用ライトガイドファイバをイメージガイドファイバに併設した内視鏡を開示している。

また、第3の従来例としての米国2009/0187098号公報は、副鼻腔内に発光器具を挿入し、発光器具から放射される光を患者の外部から観察ことにより、発光器具の挿入位置を確認することができるシステムを開示している。

【0003】

ところで、内視鏡を被検体内に挿入した場合、被検体内において観察している観察範囲における内視鏡の実際の上方向等の方向(方位)が把握し難くなり、観察したいと望む部位側に移動する操作等を円滑に行い難くなる場合がある。

【0004】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、被検体内の検査又は処置を円滑に行い易くすることが可能な内視鏡装置を提供する。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 5 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に挿入され、可撓性を有する挿入部を有し、前記挿入部の先端から前記被検体に向けて照明光を照射可能な内視鏡と、前記被検体に対して、前記照明光の照射範囲のうち所定の方向とは異なる他の方向に位置する第1の領域に第1の照明光を照射させ、前記所定の方向に位置する第2の領域に第1の照明光と光量および波長帯域のうち少なくとも一方が異なる第2の照明光を照射させる、または前記第2の領域に光を照射させない照明機構と、を有し、前記照明機構は、前記照明光が照射された被検体の外部から前記第1の領域の視認、または、前記第2の領域のみの視認により、前記照射範囲における前記第2の領域が存在する前記所定の方向を把握可能とする前記照明光を生成する。

10

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 6 】

【 図 1 】 本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【 図 2 】 内視鏡の挿入部の先端側の構成を示す図。

【 図 3 】 挿入部の先端面における照明窓と観察窓の配置例を示す図。

【 図 4 】 フィルタが設けられていない領域とフィルタが設けられた領域における透過特性の例を示す図。

【 図 5 】 内視鏡から照射された照明光が照射された照射範囲と共に観察範囲を示す図。

【 図 6 】 第1の実施形態の動作の説明図。

【 図 7 】 ライトガイドにおける一部に、他の部分とは異なる導光特性にした場合の挿入部の先端側の構成を示す図。

20

【 図 8 】 本発明の第2の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【 図 9 】 走査型内視鏡の挿入部の先端側の構成を示す図。

【 図 1 0 】 図 9 における A - A 線断面図。

【 図 1 1 】 アクチュエータを構成する圧電素子を Y 軸方向に駆動する駆動信号の波形を示す図。

【 図 1 2 】 アクチュエータを駆動信号により駆動した場合における光ファイバの先端が描く渦巻き状の軌跡を示す図。

【 図 1 3 】 第2の実施形態の処理を示すフローチャート。

【 図 1 4 】 フィルタ領域とフィルタ無し領域を経て照明光が照射された照射範囲の様子を示す図。

30

【 図 1 5 A 】 Y 軸方向に駆動する駆動信号の波形等を示す図。

【 図 1 5 B 】 図 1 5 A に対応して R 光を発生するタイミングを示す図。

【 図 1 5 C 】 図 1 5 B に対応した照明光の照射範囲を示す図。

【 図 1 6 】 第1の照明期間と第2の照明期間との例を示す図。

【 図 1 7 A 】 第1の照明期間と第2の照明期間における駆動信号と照明光とを示す図。

【 図 1 7 B 】 第2の照明期間に発生する照明光を示す図。

【 図 1 8 】 第2の実施形態の変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 0 7 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

40

## 【 0 0 0 8 】

( 第 1 の実施形態 )

図 1 に示すように本発明の第1の実施形態の内視鏡装置 1 は、被検体としての患者 2 内に挿入される内視鏡 3 と、内視鏡 3 に照明光を供給する光源装置 ( 又は光源ユニット又は光源部 ) 4 と、内視鏡 3 に搭載 ( 内蔵 ) された撮像素子に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 5 と、内視鏡画像を表示するモニタ 6 とを有する。

## 【 0 0 0 9 】

なお、図 1 では光源装置 4 と信号処理を行う画像処理装置 ( 又は画像処理部 ) としてのビデオプロセッサ 5 とが別体の構成となっているが、1つの筐体内に光源装置 4 とビデオ

50

プロセッサ 5、又は光源部と画像処理部とを内蔵した構成にしても良い。

【0010】

内視鏡 3 は、患者 2 内に挿入され、可撓性を有する挿入部 7 と、挿入部 7 の基端に設けられた操作部 8 と、操作部 8 から延出されたライトガイドケーブル 9 及び信号ケーブル 10 とを有する。

【0011】

ライトガイドケーブル 9 の端部の光源用コネクタ 9 a と、信号ケーブル 10 の端部の信号用コネクタ 10 a とは、照明機構を構成する光源装置 4 と、画像処理装置としてのビデオプロセッサ 5 とにそれぞれ着脱自在に接続される。

【0012】

なお、本実施形態における照明機構は、患者 2 における表面からの深さが小さい表層付近（例えば表面からの深さが 5 cm 程度以内）となる副鼻腔 2 a のような検査対象部位（又は臓器）の内部（の面）を検査、又は処置する場合に有効に機能する。補足すると、照明機構により患者 2 の内部の面における照射範囲を照明光により照明した場合、照射範囲の輪郭が、患者 2 の外部から視認できるように、患者 2 における表層付近となる患者 2 の（副鼻腔 2 a 等の）内部を検査、又は処置する場合に有効に機能する。更に補足すると、照明機構は、照射範囲における他の領域の照明とは異なる一部の領域に対する照明により、当該一部の領域の所定の方向又は所定の方位が照射範囲の輪郭から、患者 2 の外部から確認又は視認できるような場合に有効に機能する。

【0013】

なお、後述するように照射範囲の内側（又は一部）に内視鏡 3 により観察される観察範囲が形成されるために、照射範囲における所定の方向から観察範囲における所定の方向も把握できる。挿入部 7 は、先端に設けられた硬質の先端部 11 と、この先端部 11 の基端（後端）に隣接して設けられた湾曲部 12 と、湾曲部 12 の基端（後端）から操作部 8 の前端まで延びる可撓性の可撓管部 13 とを有する。また、操作部 8 には、湾曲部 12 を上下、左右における任意の方向に湾曲の操作を行う湾曲操作レバー 14 が設けられている。

内視鏡 3 の挿入部 7、操作部 8 及びライトガイドケーブル 9 内には照明光を導光（又は伝送）する導光部を形成するライトガイドファイバ（バンドル）15 が挿通され、このライトガイドファイバ 15 の手元側の端部は光源用コネクタ 9 a に至る。

【0014】

照明機構を構成する光源装置 4 は、照明光を発生する光源としてのランプ 16 と、発生した照明光を集光し、ライトガイドファイバ 15 の入射端となる端部に入射させるコンデンサレンズ 17 と、ランプ 16 を発光させる電源回路 19 とを有する。なお、光源は、ランプ 16 の場合に限定されるものでなく、発光ダイオード（LED と略記）を用いても良い。

【0015】

コンデンサレンズ 17 を経て入射された照明光は、ライトガイドファイバ 15 により、このライトガイドファイバ 15 の先端部となる出射端に導光する。そして、先端部から、この先端部に対向するように設けられた光学部材としての照明レンズ（又は照射レンズ）18 を経て患者 2 の内部に照明光を照射し、内部を照明する。

【0016】

図 2 に示すように照明レンズ 18 及びライトガイドファイバ 15 の先端は、先端部 11 を構成する先端部材 11 a の照明窓 21（の内面）に固定されている。なお、図 2 においては、湾曲部 12 を省略している。

【0017】

図 3 に示すように先端面における照明窓 21 の下方側の位置に観察窓 22 が設けられ、この観察窓 22 には、受光素子として光学像を結ぶ対物レンズ 23 と、その結像位置に配置された撮像素子としての例えば電荷結合素子（CCD と略記）24 とが設けてある。なお、観察窓 22 の位置は、図 2 における実線で示す位置に限らず、例えば 2 点鎖線で示す

10

20

30

40

50

ような位置でも良い。図1～図3においては、それぞれ紙面の上下方向が、挿入部7の先端部11の上下方向と一致する。

【0018】

図2に示すように対物レンズ23とCCD24は、患者2の内部となる検査対象部位等の被写体に対して、観察視野角 $\theta_b$ 以内の入射角に相当する観察範囲で撮像する撮像装置25を形成する。

【0019】

照明窓21から出射する照明光は、観察範囲を実質的にカバーするような照射範囲を照射するように照明光の出射角としての照明角 $\theta_l$ が設定されている。

【0020】

図1又は図2に示すように照明機構を構成する照明窓21から照明光を出射する照明角 $\theta_l$ は、観察視野を形成する観察視野角 $\theta_b$ よりも大きな出射角に設定されている。

【0021】

なお、照射範囲は、照明窓21が位置する先端部11の先端面から、照明光が照射される被写体までの距離に応じて変化する。同様に、観察範囲は、観察窓22が位置する先端部11の先端面から、照射光を反射して反射光を発生する被写体までの距離に応じて変化する。照射範囲及び観察範囲に関して、図5において後述する。

【0022】

図1に示すようにCCD24は、挿入部7内等を挿通された信号線26の先端と接続され、信号線26の後端は信号用コネクタ10aの接点に至る。

【0023】

信号用コネクタ10aが接続されるビデオプロセッサ5は、CCD24を駆動する駆動信号を生成する駆動回路27と、CCD24から出力される出力信号としての撮像信号に対する信号処理を行い画像信号を生成する信号処理回路(又は画像生成回路)28と、駆動回路27と信号処理回路28とを制御する制御回路29とを有する。

【0024】

信号処理回路28により生成された画像信号は、モニタ6に入力され、モニタ6は、画像信号の画像を内視鏡画像として表示する。

【0025】

また、挿入部7における湾曲部12は、複数の湾曲駒31を長手方向における上下、左右の位置において回動自在に連結して構成される(図1においては、簡略的に上下方向のみ回動自在な構成を示している)。また、挿入部7における上下、左右の内壁に近い位置において長手方向に湾曲用ワイヤ32が挿通されている(図1では簡略的に上下方向に湾曲させる湾曲用ワイヤ32のみを示す)。

【0026】

湾曲用ワイヤ32の先端は、先端部11又は最先端の湾曲駒31に固定され、湾曲用ワイヤ32の後端は、操作部8内において回動自在に配置されたプーリ33に巻き付けられている。プーリ33の回転軸には湾曲操作レバー14が取り付けられている(図1では簡略的に上下方向に湾曲させるプーリ33及び湾曲操作レバー14のみを示す)。そして、湾曲操作レバー14を回動する動作を行うことにより、プーリ33を回動させて、対となる湾曲用ワイヤ32の一方を牽引し、牽引した側に湾曲部12を湾曲させることができる。

【0027】

本実施形態においては、図2及び図3に示すように(照明光の光路上に配置される)照明レンズ18における観察範囲の所定方向としての上方向に相当する上部位置には、所定の透過特性を有するフィルタ35(小さい間隔の斜線で示す部分)を設けている。なお、図3においては、湾曲部12の上、下、左、右の方向をU、D、L、Rで示している。図3は、(挿入部7の)先端面を、先端面の前方側から見た場合を示しているために、挿入部7の基端側から見た場合と、左右方向が入れ替わっている。

【0028】

10

20

30

40

50

上記フィルタ35は、図3等に示す例では、例えば楔形状(3角形状)であるが、楔形状に限定されるものでなく、円形、楕円形、長方形等の形状でも良い。図3に示すように照明窓21は円形であり、また照明レンズ18自体は、照明レンズ18の光軸O11の回りで回転対称の特性を有するため、照明レンズ18は、図2において実線で示す照明角 $\theta$ の範囲内において照明光を出射する。

【0029】

上記のように円形の照明レンズ18における上方向となる上部位置には、楔形状のフィルタ35が設けてあるので、フィルタ35が設けられた部分又は領域においては、フィルタ35が設けられていない部分又は領域とは異なる透過特性の照明光としての方向確認用(第2の照明光としての)の照明光を出射する。

10

【0030】

フィルタ35が設けられた部分又は領域をフィルタ領域、フィルタ35が設けられていない部分又は領域をフィルタ無し領域とも言う。なお、本実施形態においては、光学部材としての照明レンズ18は、フィルタ領域とフィルタ無し領域とを有するが、後述する第2の実施形態においては、フィルタ無し領域のみからなる光学部材としての照射レンズ56の場合もある。

【0031】

また、図2に示すように、照明レンズ18は、照明角 $\theta$ の範囲内において照明光を出射するが、フィルタ35が設けられたフィルタ領域においては、フィルタ領域の透過特性を反映した照明光としての第2の照明光を出射する。図2では、フィルタ領域による照明光の出射角範囲を $\alpha$ で示している。フィルタ領域は、円形の照明レンズ18における上部位置の近傍のみに設けてあるので、他の方向においてはフィルタ領域による照明光の出射角範囲 $\alpha$ は0となる。

20

【0032】

フィルタ無し領域は、通常の照明、つまり観察する観察範囲をカバーするような照射範囲における大部分の領域(少なくとも半分以上の面積を占める領域)となる第1の領域(又は第1の照射範囲)を照明用の照明光(第1の照明光として)で照明するために用いられる。これに対して、フィルタ領域は、観察範囲又は照射範囲における所定の方向を患者2の外部から視認できるように照明するために用いられ、照射範囲における第1の領域を除く第2の領域(又は第2の照射範囲)となる。従って、照射範囲は、この照射範囲の大部分を占める第1の領域(又は第1の照射範囲)と、残りの第2の領域(又は第2の照射範囲)とからなる。

30

【0033】

本実施形態においては、照明光を発生する光源装置4と、照明光を導光するライトガイドファイバ15と、フィルタ35が設けられた光学部材としての照明レンズ18とにより、観察範囲又は照射範囲における所定の方向を把握し易くするための照明光の照射を行う照明機構を形成する。なお、本実施形態においては、照明光を導光する導光部としてのライトガイドファイバ15と、フィルタ35が設けられた光学部材(としての照明レンズ18)とから照明機構を形成すると定義しても良い(後述する第2の実施形態においては、照明機構は、光源装置4に相当する光源ユニット71も含む)。

40

【0034】

また、本実施形態においては、観察範囲における所定の方向は、照明範囲における所定の方向に一致する。このため、観察範囲における所定の方向と、照明範囲における所定の方向とを置換する(言い換える)ことができる。

【0035】

また、本実施形態においては、照明範囲又は観察範囲は、ほぼ円形と近似できるので、所定の方向を把握し易くするように、第2の照明光が照射される第2の領域は、照明範囲又は観察範囲の中心の位置を基準にしてその周方向における上方向等、所定の方向に形成される。照明範囲又は観察範囲が、円形と近似できない場合を含めて、中心の位置の代わりに、重心の位置を採用しても良い。

50

## 【0036】

上記所定の方向は、観察範囲を撮像して画像化した、(換言すると観察範囲に対応する)内視鏡画像における基準とする例えば上方向に対応して設定される。術者は、モニタ6に表示される内視鏡画像を観察して、検査や処置等を行うため、内視鏡画像における上方向が、実際にはどの方向になっているかを把握(確認)できると、検査又は処置対象部位を観察できるように先端部11を移動する移動操作等の方向性を伴う操作を円滑に行い易くなる。これに対して、内視鏡画像における上方向が、実際にはどの方向になっているかを把握(確認)できないと、方向性を伴う操作を円滑に行うことができない。

## 【0037】

内視鏡画像における上方向は、先端部11に配置されるCCD24の撮像面における所定方向に対応し、また上記上方向は湾曲部12の上方向への湾曲方向に一致する。

10

## 【0038】

以下、所定の方向は、モニタ6に内視鏡画像が表示される場合の上方向に対応する場合で説明するが、所定の方向を上方向に設定した場合に限定されるものでない。

## 【0039】

上記のように、フィルタ無し領域は、通常の照明光のように観察範囲をカバーするような照射範囲を照明するように機能するのに対して、フィルタ領域は、フィルタ無し領域による照明とは、光学的に区別又は識別し易いように照射範囲の一部の領域に照明する。このように照明することにより、照射範囲における一部の領域の方向又は方位を区別又は識別することにより先端部11におけるフィルタ35が設けられた方向又はCCD24の上方向に相当する内視鏡画像の上方向又はその方位を識別することができるようにしている。

20

## 【0040】

また、フィルタ無し領域は、観察範囲をカバーするように照明光を出射するために用いられるので、照明レンズ18における占有面積を大きくすることが望まれる。これに対して、フィルタ領域は、フィルタ領域を経て照射された照射範囲の一部の領域の方向を識別可能にすれば良いため、フィルタ無し領域と比較すると小さな占有面積に設定することができる。例えば、照明レンズ18におけるフィルタ無し領域の占有面積を90~98%、フィルタ領域の占有面積を10~2%程度に設定しても良い。

## 【0041】

そのため、照射範囲は、フィルタ無し領域による第1の照射範囲と、フィルタ領域による第2の照射範囲とからなるが、照射範囲は、フィルタ無し領域による第1の照射範囲とほぼ等しいと近似することもできる。

30

## 【0042】

図4は、照明レンズ18におけるフィルタ無し領域とフィルタ無し領域から出射される照明光に対する透過率の特性の概略を示す。

## 【0043】

フィルタ無し領域は、光源装置4により発生した可視の波長領域(380nm~780nm)の光を殆ど減衰しないで透過する透過特性C1を有する。これに対して、フィルタ領域は、可視の波長領域全域において、例えば95%程度を減衰し、5%程度の透過特性C2を有する。

40

## 【0044】

このため、フィルタ無し領域を経た照明光は、この照明光が照射された部分の第1の照射範囲を照明光の光量ロスが殆どない状態の照明強度で照明する。これに対して、フィルタ領域を経た照明光は、この照明光が照射された部分の第2の照射範囲を、近似的に遮光したような照明強度で照明する。

## 【0045】

この場合には、患者2の外部から照射範囲を見ると、照射範囲における暗くなっている第2照射範囲の方向からフィルタ領域の方向を光学的に確認することができる。換言すると、フィルタ無し領域を経た第1の照射範囲のみの視認により、暗くて見えない第2照射

50

範囲の方向を確認できる。

【 0 0 4 6 】

なお、図 4 においては、フィルタ領域として、遮光に近い透過特性 C 2 の例を示しているが、この透過特性 C 2 の場合に限定されるものでなく、例えば点線で示すように可視領域における赤の波長領域等、一部の波長領域のみを透過する透過特性 C 2 a に設定しても良い。

【 0 0 4 7 】

この場合には、患者 2 の外部から見た場合、フィルタ領域による第 2 照射範囲が、第 1 照射範囲による照明とは異なる色調で照明されることにより、フィルタ領域の方向を光学的に確認することができる。

10

【 0 0 4 8 】

フィルタ領域による照明光の光量は、(図 4 における透過特性 C 2 , 又は C 2 a のいずれの場合においても)少なくともフィルタ無し領域の場合の照明光の光量よりも小さい光量となる。従って、フィルタ無し領域の場合の照明光を第 1 の照明光とし、フィルタ領域による照明光を第 2 の照明光とすると、第 2 の照明光の光量は、第 1 の照明光の光量よりも小さい光量で照明光を出射する。

【 0 0 4 9 】

また、図 5 は、図 2 において、照明レンズ 1 8 が設けられた照明窓 2 1 から照明窓 2 1 の前方側の患者 2 の内部の内壁面側に照明光を照射した場合、内壁面が先端面から距離 L 1 と L 2 の場合の照射範囲と、観察窓 2 2 から観察した観察範囲の概略を示す。

20

【 0 0 5 0 】

図 5 における実線は、図 2 における先端部 1 1 の先端面から距離 L 1 の位置に内壁面(被写体)が存在した場合における照射範囲 R il 1 を示すと共に、その場合の観察範囲 R ob 1 を示す。

【 0 0 5 1 】

また、図 5 における点線は、図 2 における先端部 1 1 の先端面から距離 L 1 の 2 倍となる距離 L 2 の位置に内壁面が存在した場合の照射範囲 R il 2 を示すと共に、その場合の観察範囲 R ob 2 を示す。

【 0 0 5 2 】

また、図 5 における照射範囲 R il 1、R il 2 の中心は、照明レンズ 1 8 の光軸 O il 上の位置となり、また観察範囲 R ob 1、R ob 2 の中心は、対物レンズ 2 3 の光軸 O ob 上の位置となる。また、図 5 においては、フィルタ領域による第 2 の照射範囲を R c 1、R c 2 で示している。フィルタ無し領域による第 1 の照射範囲は、照射範囲 R il 1、R il 2 における第 2 の照射範囲を R c 1、R c 2 をそれぞれ除外した残りの範囲となる。

30

【 0 0 5 3 】

なお、図 5 において実線及び点線により円形で示す観察範囲 R ob 1、R ob 2 は、C C D 2 4 の撮像面が、例えば正方形であると、内視鏡画像として表示に利用する実質的な観察範囲は、円形とは異なる。図 5 において円形で示す例えば観察範囲 R ob 1 は、撮像面における正方形の 4 隅の部分が、暗くなるために、観察範囲から除外して、2 点鎖線で示すように八角形の観察範囲 R ob 1 となる。

40

【 0 0 5 4 】

観察範囲が八角形となる場合においても、任意の半径方向に対して方向依存性を有しない円形の観察範囲と近似することもできる。なお、近似することなく、方向依存性を持つ観察範囲を定義しても良い。

【 0 0 5 5 】

図 2 及び図 5 等から分かるように、本実施形態においては観察範囲を規定する観察視野角 ob に対して、照射範囲を規定する照明角 il は、 $il > ob$  の関係を満たすように設定してある。また、図 5 から分かるように、本実施形態においてはフィルタ領域による第 2 の照射範囲が、(実質的に)観察範囲の外側に形成されるように、照明角 il 及びフィルタ領域を設定している。

50

## 【 0 0 5 6 】

このように、本実施形態においては、フィルタ領域による第2の照射範囲を観察範囲の外側に形成するように照明角  $\theta$  及びフィルタ領域を設けているので、第2の照射範囲が観察に影響を及ぼさない。例えば、第2の照射範囲が観察視野内に現れると、観察視野内の観察機能が低下する場合がありますが、本実施形態では観察機能が低下する場合の発生を解消している。

## 【 0 0 5 7 】

本実施形態の内視鏡装置1は、被検体を形成する患者2の副鼻腔内に挿入され、可撓性を有する挿入部7を有し、前記挿入部7の先端から前記副鼻腔内となる前記被検体に向けて照明光を照射可能な内視鏡3と、前記被検体に対して、前記照明光の照射範囲のうち所定の方向において他の方向とは異なる態様で前記内視鏡3から前記照明光を照射する照明機構を形成する(光源装置4と、)ライトガイドファイバ15及びフィルタ35が設けられた照明レンズ18を有することを特徴とする。

10

## 【 0 0 5 8 】

次に本実施形態の動作(作用)を説明する。図6は、内視鏡3の挿入部7を患者2の副鼻腔2a内に挿入して、検査する様子説明図を示す。

## 【 0 0 5 9 】

副鼻腔2a内における例えば上顎洞41内部の患部等を検査するために、術者は図6に示すように鼻孔42から挿入部7をガイドチューブ43を介して挿入する。ガイドチューブ43は、例えば鼻孔42から上顎洞41に至る空洞経路の形状に近い屈曲形状のものが用いられる。

20

## 【 0 0 6 0 】

術者は、ガイドチューブ43の先端側を鼻孔42から上顎洞41の内部に届くように挿入した後、ガイドチューブ43の基端の開口から挿入部7の先端を挿入する。

## 【 0 0 6 1 】

なお、術者が挿入部7を挿入する操作を円滑に行うために、挿入部7をその長手方向の回りで回転する操作がしばしば行われる。そのために、術者は挿入操作を行った状態においては、内視鏡画像の上方向が実際にはどの方向になっているか把握できない状態となる場合が多い。

## 【 0 0 6 2 】

更に、術者は、挿入部7の先端をガイドチューブ43の先端開口側に移動させる操作を行い、挿入部7の先端を、先端開口から突出させる。図6は、この状態を示す。

30

## 【 0 0 6 3 】

光源装置4の照明光は、ライトガイドファイバ15により導光され、導光された照明光は、照明レンズ18を経て拡開して、上顎洞41内における照明窓21に対向する洞内壁側に照射される。そして、照明窓21に対向する洞内壁に照明光が照射された照射範囲44が形成される。また、照射範囲44の内側に、観察窓22から観察可能(撮像可能)となる観察範囲45が形成される。

## 【 0 0 6 4 】

また、照射範囲44には、フィルタ領域により、フィルタ無し領域による第1の照射範囲と比較して殆ど遮光した状態に近い照射範囲となる第2の照射範囲(第2の領域)48が形成される。術者は、患者2の外部からフィルタ無し領域により、明るく照明された第1の照射範囲と、遮光された状態に近い第2の照射範囲48とを視覚的に認識でき、照射範囲44又は観察範囲45における第2の照射範囲48の方向を認識又は把握できる。

40

## 【 0 0 6 5 】

図6においては、第2の照射範囲48は、観察範囲45又は照射範囲44の下側の方向(方位)となっている。なお、図6において患者2の外部から光学的に認識できない状態の観察範囲45は、モニタ6に表示される内視鏡画像の表示領域とほぼ一致する。但し、モニタ6に表示される内視鏡画像においては、CCD24の撮像面で撮像された撮像信号は、所定のタイミングで読み出され、モニタ6における内視鏡画像表示エリアに内視鏡画

50

像として表示される。そのために、先端部 1 1 が長手方向の回りで回転されても内視鏡画像表示エリアの方向は、変化しない（そして、内視鏡画像表示エリア内において表示される内視鏡画像が回転する）。

【 0 0 6 6 】

このように術者は、患者 2 の外部から把握できる第 2 の照射範囲 4 8 の方向から、観察範囲 4 5 の内視鏡画像における上方向又は湾曲部 1 2 の上方向を把握できる。

【 0 0 6 7 】

従って、術者が現在観察している観察範囲 4 5 とは異なる部位を検査（又は観察）しようとする場合においても、その部位を検査するために、挿入部 7 の先端部 1 1 をどの方向に移動すべきかであるかを把握でき、上顎洞 4 1 の内部における任意の部位の検査を円滑に行うことができる。

10

【 0 0 6 8 】

上顎洞 4 1 の内部を検査する場合において説明したが、副鼻腔 2 a における他の部位を検査する場合も同様の効果を有する。また、処置具を用いて処置するような場合においても、観察範囲 4 5 の内視鏡画像における所定の方向としての上方向を把握できるので、観察範囲内に処置具を入れた状態での処置も行い易くなる。

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態においては、第 2 の照射範囲 4 8 を観察範囲 4 5 の外側に形成するように照射機構を設けているので、観察範囲 4 5 の内部に第 2 の照射範囲 4 8 が形成された場合における観察範囲 4 5 の一部の領域が観察し難くなるようなことを解消できる。

20

【 0 0 7 0 】

換言すると、第 2 の照射範囲 4 8 により観察機能が低下することを防止できる。

【 0 0 7 1 】

なお、上述した例では、照明機構として、光学部材としての照明レンズ 1 8 にフィルタ 3 5 を設けた場合を説明したが、この場合に限定されるものでない。フィルタ 3 5 を設けた場合とほぼ同等の機能を持つように例えば図 7 に示すようにライトガイドファイバ 1 5 において、その一部のライトガイドファイバ部分（1 5 a で示す）の導光特性を、他のライトガイドファイバ部分の導光特性と異なる特性に設定しても良い。例えば、ライトガイドファイバ部分 1 5 a の導光特性を図 4 における透過特性 C 2 又は C 2 a のような透過特性のような特性に設定しても良い。

30

【 0 0 7 2 】

図 7 のようなライトガイドファイバ 1 5 を用いた場合においても、フィルタ 3 5 を設けた場合と同様の効果を有する。次に本発明の第 2 の実施形態を説明する。

【 0 0 7 3 】

（第 2 の実施形態）

図 8 は、本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置 1 B を示す。図 8 に示す内視鏡装置 1 B は、照明光を 2 次元的に走査する走査型内視鏡 3 B と、走査型内視鏡 3 B が着脱自在に接続される内視鏡装置本体（装置本体と略記、）4 B と、装置本体 4 B に接続されるモニタ 6 とを有する。

【 0 0 7 4 】

40

本実施形態における装置本体 4 B は、後述するように照明光を発生する光源ユニット 7 1 と、画像信号を生成する画像生成部（又は画像処理装置）7 4 c を有するコントローラ 7 4 等を内蔵した構成であるが、光源ユニット 7 1 を画像生成部 7 4 c と別体の構成にしても良い。

【 0 0 7 5 】

また、内視鏡装置 1 B は、上記走査型内視鏡 3 B と、先端部 1 1 b に設けた光学部材のみが異なる走査型内視鏡 3 C を有し、種類が異なる走査型内視鏡 3 B と 3 C とは、装置本体 4 B に選択的に接続することができる。図 8 では、走査型内視鏡 3 B が装置本体 4 B に接続された状態を示す。

【 0 0 7 6 】

50

本実施形態においては、例えば走査型内視鏡 3 C は、第 1 の実施形態と同様に観察範囲又は照射範囲における所定の方向を把握し易くするための照明光の照射を行う照明機構として、光学部材（としての照射レンズ 5 6）にフィルタ 3 5 b を設けた構成となっている。

【 0 0 7 7 】

これに対して走査型内視鏡 3 B は、光学部材にフィルタ 3 5 b が設けてない構成であり、本実施形態は、走査型内視鏡 3 B の場合においても、フィルタ 3 5 b を設けた走査型内視鏡 3 C の場合と同様の機能を備える照明機構を備えるようにしている。

【 0 0 7 8 】

換言すると、フィルタ 3 5 b を設けた光学部材を有する走査型内視鏡 3 C の場合の照明機構を第 1 の照明機構とすると、本実施形態の内視鏡装置 1 B は、第 1 の照明機構と、フィルタ 3 5 b を設けた光学部材を有しない走査型内視鏡 3 B の場合の照明機構としての第 2 の照明機構とを備える。

【 0 0 7 9 】

走査型内視鏡 3 B 又は 3 C は、患者 2 の副鼻腔 2 a 等に挿入可能な細長の形状で、可撓性を備える挿入部 7 b を有し、挿入部 7 b の基端（後端）には、走査型内視鏡 3 B 又は 3 C を装置本体 4 B に着脱自在に接続するためのコネクタ 9 b が設けられている。

また、挿入部 7 b は、硬質の先端部 1 1 b と、先端部 1 1 b の後端からコネクタ 9 b に延びる、可撓性を有する可撓管部 1 3 b と、を有する。なお、先端部 1 1 b と可撓管部 1 3 b との間に、湾曲自在の湾曲部を設け、可撓管部 1 3 b とコネクタ 9 b との間に湾曲部を湾曲する操作ノブ等を設けた操作部を設けるようにしても良い。

先端部 1 1 b は、硬質の筒状部材としての円筒部材 5 0 を有し、この円筒部材 5 0 の後端を保持する硬質の保持部材 5 1 に、可撓性の円筒チューブ 5 2 の先端が連結され、この円筒チューブ 5 2 の後端は、コネクタ 9 b に固定されている。

【 0 0 8 0 】

挿入部 7 b 内には、入射光を導光する導光部又は導光部材を形成する光ファイバ 5 3 が挿通されている。

光ファイバ 5 3 の基端（後端）は、コネクタ 9 b における光接続部 5 5 a において装置本体 4 B 内部の光ファイバ 5 5 b と接続される。

そして、装置本体 4 B 内部の光源ユニット 7 1 で発生した光が光ファイバ 5 5 b を経て光ファイバ 5 3 の基端に入射光として入射される。光ファイバ 5 3 により導光された入射光は、光ファイバ 5 3 の先端面から照明光として出射される。先端面から出射される照明光は、先端面に対向して円筒部材 5 0 の先端の照明窓に取り付けられた光学部材としての集光レンズ（又は照射レンズ）5 6 を経て、患者 2 内の検査部位等の被写体に光スポットを形成するように照射される。

【 0 0 8 1 】

図 9 は、図 8 における挿入部 7 b の先端部 1 1 b を含む先端側の構造を示す。なお、図 9（及び図 1 0）においては、図 8 の外装チューブ 6 3 を省略している。

図 8 においては円筒部材 5 0 を簡略的に示しており、図 9 においては、円筒部材 5 0 は、円筒部材本体 5 0 a と、この円筒部材本体 5 0 a の先端付近に配置される第 1 レンズ 5 6 a を保持した第 1 レンズ枠 5 0 b と、第 1 レンズ枠 5 0 b の基端側が嵌合し、かつ円筒部材本体 5 0 a の先端側が嵌合し、第 2 レンズ 5 6 b を保持した第 2 レンズ枠 5 0 c とを有する。

図 9 に示すレンズ枠 5 0 b、5 0 c を用いないで、図 8 に示す円筒部材 5 0 の先端に第 1 レンズ 5 6 a と第 2 レンズ 5 6 b とを取り付ける構造にしても良い。

先端部 1 1 b を構成する円筒部材 5 0（又は円筒部材本体 5 0 a）の内側には、光ファイバ 5 3 の先端側が、円筒部材 5 0 の略中心軸に沿って配置されている。

【 0 0 8 2 】

光ファイバ 5 3 は、基端側（入射側）の端面に入射された照明光を導光して、先端側（照射側）の端面から出射する。

また、先端部 1 1 b 内における基端寄りの位置には、光ファイバ 5 3 の先端側を、光ファイバ 5 3 の長手方向と直交する方向に揺動（振動）させるアクチュエータ（又はスキャナ）5 7 を形成する圧電素子 5 7 a ~ 5 7 d が、接合部材としてのフェルール 5 9 の外面に取り付けられている。図 9 においては、上下方向に設けられた圧電素子 5 7 a , 5 7 b を示し、図 9 の A - A 線断面を示す図 1 0 においては上下、右左方向に設けられた圧電素子 5 7 a , 5 7 b , 5 7 c , 5 7 d を示す。また、図 1 0 では、光ファイバ 5 3 がコア 5 3 b とクラッド 5 3 c とを有することを示している。

アクチュエータ 5 7 を形成する板形状の圧電素子 5 7 a ~ 5 7 d は、挿入部 7 b 内を挿通された駆動線 5 8 を介して装置本体 4 B 内部の駆動ユニット 7 2 から駆動信号が印加されることにより、長手方向（図 1 , 図 2 における Z 軸方向）に伸縮する。

#### 【 0 0 8 3 】

このアクチュエータ 5 7 は、光ファイバ 5 3 の外周面に設けたフェルール 5 9 における上下、右左の外面に光ファイバ 5 3 を振動させる圧電素子 5 7 a ~ 5 7 d を設けて構成されている。

#### 【 0 0 8 4 】

なお、フェルール 5 9 は、図 1 0 から分かるように、フェルール 5 9 の長手方向（又は軸方向）と垂直方向の横断面が正方形となるように形成され、その中心軸に沿って設けた孔に光ファイバ 5 3 を通して、光ファイバ 5 3 を保持している。

また、図 1 0 に示すように圧電素子 5 7 a ~ 5 7 d の両面には平板形状の電極 6 0 が設けてあり、駆動ユニット 7 2 により発生した駆動信号を、駆動線 5 8 を介して圧電素子 5 7 a ~ 5 7 d の各両面の電極 6 0 にそれぞれ印加することができる。

また、フェルール 5 9 の基端（後端）側は、このフェルール 5 9 の基端側を保持（固定）する円柱形状の保持部材 5 1 により保持される。

また、図 9 に示すように円柱形状の保持部材 5 1 の外周面は、その長手方向の両端が段差状に切り欠いた細径部が形成され、それぞれ円筒部材 5 0 の基端と、円筒チューブ 5 2 の先端が各細径部に固定されている。円筒チューブ 5 2 の内側には、光ファイバ 5 3 の外周面を覆い、光ファイバ 5 3 を保護する可撓性の保護チューブ 5 4 a が配設されている。

#### 【 0 0 8 5 】

図 9、図 1 0 に示すように円筒部材 5 0 及び円筒チューブ 5 2 の外周面に沿って、被写体により反射された照明光を受光する受光素子として、受光用光ファイバ 6 1 がリング状に複数本、配置されている。受光用光ファイバ 6 1 により受光された（被写体からの戻り光又は反射）光は、コネクタ 9 b の光接続部 6 2 a を経て装置本体 4 B 内部の受光用光ファイバ 2 2 b に導光される。この受光用光ファイバ 2 2 b の端面から出射される光（信号）は、検出ユニット 7 3 に入射され、電気信号に変換される。なお、受光用光ファイバ 6 1 の基端から出射される光（信号）を、受光用光ファイバ 2 2 b を経由することなく、検出ユニット 7 3 に入射する構成にしても良い。

#### 【 0 0 8 6 】

リング状に配置された受光用光ファイバ 6 1 は、図 8 に示す可撓性を有する外装チューブ 6 3 により覆われ、保護されている。

#### 【 0 0 8 7 】

また、各走査型内視鏡 3 B、3 C には、アクチュエータ 5 7 により、光ファイバ 5 3 の先端を所定の走査パターンに沿って駆動させるための駆動データ及び駆動した場合の照射位置に対応する座標位置データ等の情報を格納したメモリ 6 6 を有する。このメモリ 6 6 に格納された情報は、コネクタ 9 b の接点、信号線を経て装置本体 4 B 内部のコントローラ 7 4 に入力され、メモリ 7 5 に格納される。

#### 【 0 0 8 8 】

また、メモリ 6 6 には、このメモリ 6 6 を備えた走査型内視鏡 3 B 又は 3 C における光学部材にフィルタが設けられたものであるか否かの識別情報（例えばフィル有りか無しかを表すフラグ情報）を格納している。そして、コントローラ 7 4 は、識別情報に応じて、装置本体 4 B に接続された走査型内視鏡 3 B と 3 C の種類を識別又は判別し、接続された

10

20

30

40

50

走査型内視鏡 3 B 又は 3 C の種類に応じて、それぞれ異なる照明光を発生するように制御する。コントローラ 7 4 は、装置本体 4 B に接続された走査型内視鏡 3 B 又は 3 C の種類を識別又は判別する判別部を構成する判別回路又は判別ユニット 7 4 d ( 図 8 では判別と記載 ) を有する。

【 0 0 8 9 】

図 8 に示すように装置本体 4 B は、照明機構を構成する光源ユニット ( 又は光源装置 ) 7 1 と、駆動ユニット 7 2 と、検出ユニット 7 3 と、装置本体 4 B における各ユニットを制御するコントローラ 7 4 と、コントローラ 7 4 と接続され、各種の情報を格納するメモリ 7 5 と、を有する。

光源ユニット 7 1 は、赤色の波長帯域の光 ( R 光とも言う ) を発生する R 光源 7 1 a と、緑色の波長帯域の光 ( G 光とも言う ) を発生する G 光源 7 1 b と、青色の波長帯域の光 ( B 光とも言う ) を発生する B 光源 7 1 c と、R 光、G 光及び B 光を合波 ( 混合 ) する合波器 7 1 d を有する。

【 0 0 9 0 】

R 光源 7 1 a、G 光源 7 1 b 及び B 光源 7 1 c は、例えばレーザ光源等を用いて構成され、コントローラ 7 4 の制御によりオンされた際に、それぞれ R 光、G 光、B 光を合波器 7 1 d へ出射する。コントローラ 7 4 は、R 光源 7 1 a、G 光源 7 1 b 及び B 光源 7 1 c の離散的な発光を制御する中央演算装置 ( CPU と略記 ) などから構成される制御ユニットの機能を持つ光源制御部 ( 又は光源制御ユニット ) 7 4 a を有する。

コントローラ 7 4 の光源制御部 7 4 a は、R 光源 7 1 a、G 光源 7 1 b 及び B 光源 7 1 c に対してそれぞれ僅かに異なるタイミングでパルス的に発光させる制御信号を送り、R 光源 7 1 a、G 光源 7 1 b 及び B 光源 7 1 c は、順次 R 光、G 光、B 光を発生し、合波器 7 1 d へ出射する。

合波器 7 1 d は、R 光源 7 1 a からの R 光と、光源 7 1 b からの G 光と、光源 7 1 c からの B 光と、を合波して光ファイバ 5 5 b の光入射面に供給し、光ファイバ 5 5 b は、合波された R 光、G 光、B 光 ( R G B 光ともいう ) を光ファイバ 5 3 の基端に入射する。光ファイバ 5 3 は、基端に入射された照明光を導光し、導光した光を先端面から照射光として出射する。

【 0 0 9 1 】

駆動ユニット 7 2 は、信号発生器 7 2 a と、D / A 変換器 7 2 b 及び 7 2 c と、アンプ 7 2 d 及び 7 2 e と、を有する。

信号発生器 7 2 a は、コントローラ 7 4 の走査制御部 7 4 b の制御に基づき、光ファイバ 5 3 の先端を揺動 ( 又は振動 ) させるための駆動信号を生成して D / A 変換器 7 2 b 及び 7 2 c へ出力する。D / A 変換器 7 2 b 及び 7 2 c は、信号発生器 7 2 a から出力されたデジタルの駆動信号をアナログの駆動信号に変換してそれぞれアンプ 7 2 d 及び 7 2 e へ出力する。

アンプ 7 2 d 及び 7 2 e は、D / A 変換器 7 2 b 及び 7 2 c から出力された駆動信号をそれぞれ増幅して生成した駆動信号を駆動線 5 8 を介してアクチュエータ 5 7 を形成する駆動素子としての圧電素子 5 7 a ~ 5 7 d へ出力する。

アンプ 7 2 d は、圧電素子 5 7 a、5 7 b に対しては、Y 軸方向に振動させる駆動信号を発生し、これに対してアンプ 7 2 e は、圧電素子 5 7 c、5 7 d に対しては、X 軸方向に振動させる駆動信号を発生する。

【 0 0 9 2 】

図 1 1 はアンプ 7 2 d が発生する駆動信号の波形を示す。図 1 1 における横軸は時間 t を示し、縦軸は駆動信号の ( 交流 ) 電圧値を示し、ピークとなる電圧値が時間的に変化する波形となっている。また、アンプ 7 2 e は、図 1 1 に示す駆動信号の位相を 9 0 ° ずらした X 軸方向に振動させる駆動信号となる。

【 0 0 9 3 】

このため、光ファイバ 5 3 の先端は、図 1 2 に示すように所定の走査軌跡として渦巻き形状の軌跡 T s を形成するように揺動される。図 1 2 において、P a は、走査開始位置 (

10

20

30

40

50

又は揺動開始位置)を表し、図11における時間 $t_a$ のタイミングの位置となる。また、図12における走査終了位置(又は揺動終了位置)Pbは、図11における時間 $t_b$ のタイミングの位置となる。この時間 $t_b$ はX軸方向に振動させる駆動信号の電圧値が最大、Y軸方向に振動させる駆動信号の電圧値が0となる時間となる。

【0094】

また、図12に示す軌跡Tsに沿ってパルス発光された照明光は、被写体にスポット状に照射され、被写体上においても渦巻き形状に照射された走査範囲が照射範囲となる。

【0095】

図9は、光ファイバ53の先端を軌跡Tsを形成するように揺動させた場合におけるY軸方向における照明光の照射範囲に対応する照明角(又は照射角) $\theta_i$ を示す。本実施形態においては、図12に示す軌跡Tsから分かるようにいずれの半径方向において、その照明角は、照明角 $\theta_i$ に等しいと近似できる。

10

【0096】

図9に示す光学部材としての照射レンズ56a, 56bは、走査型内視鏡3Bにおいてはフィルタ35bが設けられていないが、走査型内視鏡3Cにおいては例えば点線で示すように、照射レンズ56bには観察範囲(又はその範囲を画像化した内視鏡画像)の所定の方向に対応した上方向の位置にフィルタ35bが設けられている。なお、フィルタ35bを照射レンズ56aに設けるようにしても良いし、照射レンズ56aと56bとの両方に設けるようにしても良い。

【0097】

20

フィルタ35bは、内視鏡画像の上方向に対応する位置に、例えば第1の実施形態と同様に楔形状に設けられている。また、図9に示すようにフィルタ35bは、上下方向における照射角 $\theta_{iy}$ 内の上部位置に配置されている。

【0098】

また、フィルタ35bは、例えば図4における透過特性C2aの特性に設定されている。この特性の場合、フィルタ35bは、入射される照明光における赤の波長帯域のみの光を透過する。図4における透過特性C2aの場合に限定されるものでなく、透過特性C2の特性に設定しても良いし、これらと異なる特性に設定しても良い。

【0099】

フィルタ35bが設けられた走査型内視鏡3Cにおいては、光ファイバ53の先端から出射される照明光は、フィルタ35bが設けられていない部分又は領域を経て照射する第1の照明光の場合と、フィルタ35bが設けられている部分又は領域を経て照射される第2の照明光の場合とで、照射範囲の照明特性が異なる。

30

【0100】

つまり、フィルタ無し領域では、RGB光を第1の照明光として照射するが、フィルタ領域では、R光のみとなる第2の照明光で照射する。そして、患者2の外部から観察した場合、R光で照射された第2の照射範囲の方向から先端部11bの上方向を把握することができるようにしている。なお、第1の実施形態においても述べたようにフィルタ35bの形状は、楔形状の場合に限定されるものでない。

【0101】

40

また、リング状に配置された(被写体に照射された照明光の)戻り光を受光する受光用光ファイバ61は、実質的に照射角 $\theta_{iy}$ よりも狭い(又は小さい)入射角による観察視野角又は観察範囲を有するように設定されている。

【0102】

受光用光ファイバ61の導光特性として、その入射面に、照射角 $\theta_{iy}$ よりも小さい所定の入射角以上で入射される入射光を実質的に導光しない特性を有する光ファイバを用いるようにすれば良い。又は、照射角 $\theta_{iy}$ よりも小さい観察視野角を観察範囲とするように画像生成を制御する構成にしても良い。

【0103】

この場合には、照明光が観察範囲(の観察視野角)以内の照射範囲を照射(走査)する

50

期間のみにおいて、受光用光ファイバ61により受光（検出）した光信号から画像生成部74cが画像を生成するように光源制御部74a等（の制御ユニット）が画像生成部74cを制御する。また、観察範囲の外側を照射（走査）する期間においては、受光用光ファイバ61により受光（検出）した光信号から画像生成部74cが画像を生成する動作を停止するように光源制御部74a等が画像生成部74cを制御する（ようにすれば良い）。

【0104】

図8に示すように、検出ユニット73は、検出器73aと、A/D変換器73bと、を有する。

【0105】

検出器73aは、受光用光ファイバ62bの基端の光出射端面から出射された戻り光としてのR光、G光及びB光を受光し、光電変換するフォトダイオード等により構成される。検出器73aは、受光したR光の強度、G光の強度、及びB光の強度にそれぞれ応じたアナログのR、G、B検出信号を生成し、A/D変換器73bへ出力する。

A/D変換器73bは、検出器73aから順次入力されたアナログのR、G及びB検出信号を、それぞれデジタルのR、G及びB検出信号に変換してコントローラ74内に設けられ、画像（信号）を生成する信号処理装置を構成する画像生成部（又は画像生成回路）74cへ出力する。画像生成部74cは、生成した画像信号をモニタ6に出力し、モニタ6は画像信号の画像を内視鏡画像として表示する。なお、画像信号を生成する画像処理装置が、検出ユニット73と、画像生成部74cとから構成されると定義しても良い。

【0106】

メモリ75は、装置本体4Bの制御を行うための制御プログラム等を予め格納している。また、メモリ75は、装置本体4Bのコントローラ74により、メモリ66から読み込まれた座標位置の情報が格納される。

【0107】

コントローラ74は、CPU、又はFPGA等を用いて構成され、メモリ75に格納された制御プログラムを読み出し、当該読み出した制御プログラムに基づいて光源ユニット71及び駆動ユニット72の制御を行う。

また、本実施形態においては、フィルタ35bを有しない走査型内視鏡3Bの場合においても、照射範囲又は（照射範囲の一部の範囲となる）観察範囲における所定の方向を把握し易くするための照明光の照射を行う照明機構としての第2の照明機構を備える。この第2の照明機構は、フィルタ35bに相当する第2の照明光を照射する機能を、複数のモードから選択できるようにしている。

【0108】

本実施形態における照明機構は、照明光を発生する光源ユニット71と、照明光を導光する導光部を構成する光ファイバ53と、光ファイバ53の先端（面）から出射される照明光を患者2の内部に照射する光学部材を形成する照射レンズ56（56a、56b）と、光源ユニット71の発光を制御する光源制御部74aと、から構成される。

【0109】

術者等のユーザは、モード選択部（又はモード選択スイッチ）76から1つのモードを選択して、選択されたモード信号をコントローラ74に入力することができる。コントローラ74内の光源制御部74aは、第1の照明光と、モード信号に対応したモードの第2の照明光とからなる照明光を光源ユニット71が出射するように制御する。

【0110】

第1のモード信号が選択された場合には、光源制御部74aは、例えばフィルタ35bとほぼ同様に、楔形状で赤の波長領域の光で照射する第2の照明光を出射するように制御する。

【0111】

第2のモード信号が選択された場合には、光源制御部74aは、内視鏡画像を生成する期間とは異なる方向確認期間において、光源ユニット71から第2の照明光を出射するように制御する。なお、（モード選択が行われない）通常の動作モードとしては、第1のモ

10

20

30

40

50

ード信号で動作するように設定され、モード選択が行われた場合において、第2のモード信号で動作するように設定しても良い。

【0112】

なお、上記のように第1のモードは、フィルタ35bとほぼ同様に機能するように、所定の走査範囲を走査するのに対して、第2のモードは、第1のモードとは異なり、所定の方向としての例えば上方向を把握（視認）できるように走査を行うと共に、所定方向の走査期間において光源ユニット71を発光させるモードとなる。このため、モード選択部76は、第2のモードで所定方向に走査を行う走査期間において、第2の照明光の機能に類似した第3の照明光を発生させる選択を行う選択スイッチと解釈することができる。

【0113】

また、第1のモードで照明光を発生する照明期間を第1の照明期間とし、第2のモードで所定の方向の確認用となる第2の照明光を発生（照射）する照明期間を第2の照明期間と定義しても良い。

【0114】

第1の実施形態の様なCCDにより撮像を行う内視鏡において、フィルタ領域による第2の照射範囲が、（実質的に）観察範囲の外側に形成されるように、照明角 $\theta$ 及びフィルタ領域を設定されていたが、本実施形態における走査型内視鏡においては、画像生成部74cにより画像生成される照明光の走査範囲以外において、所定の方向において他の方向とは異なる態様で照明しても良い。

【0115】

本実施形態の内視鏡装置1Bは、被検体を形成する患者2の副鼻腔内に挿入され、可撓性を有する挿入部7bを有し、前記挿入部7bの先端から前記副鼻腔内となる前記被検体に向けて照明光を照射可能な内視鏡としての走査型内視鏡3B、3Cと、前記被検体に対して、前記照明光の照射範囲のうち所定の方向において他の方向とは異なる態様で前記内視鏡から前記照明光を照射する照明機構を構成する光源ユニット71と、を有する。

【0116】

また、内視鏡装置1Bは、前記態様として、前記他の方向に照射される第1の照明光と、前記所定の方向に照射される第2の照明光とにおける光量及び波長帯域における少なくとも一方が異なる状態で前記照明光を照射する照明機構を有する。

【0117】

次に本実施形態の動作を説明する。図13は本実施形態の処理等を示すフローチャートを示す。

【0118】

術者は走査型内視鏡3B又は3Cを装置本体4Bに接続し、図13のステップS1に示すように装置本体4Bの電源スイッチをONにし、装置本体4Bの電源を投入する。そして、装置本体4Bは動作状態になる。

【0119】

動作状態になると、ステップS2においてコントローラ74は、装置本体4Bに接続された走査型内視鏡の種類情報をメモリ66から読み出し、接続された走査型内視鏡の種類を判別する処理を行う。

【0120】

ステップS3においてコントローラ74は、格納された識別情報により、接続された走査型内視鏡の種類が、フィルタ無しの走査型内視鏡3Bか否かを判別する。

【0121】

ステップS3の判別処理においてフィルタ有り（つまり走査型内視鏡3Cである）と判別した場合には、ステップS4においてコントローラ74の光源制御部74aは、光源ユニット71から通常の照明光を発生するように制御する。光源制御部74aは、圧電素子57a～57dに駆動信号を印加し、光ファイバ53の先端は図12に示す軌跡Tsを描くように揺動する。

【0122】

10

20

30

40

50

ステップS 5 に示すように光ファイバ5 3の先端から出射された照明光は、照射レンズ5 6 a, 5 6 bにおけるフィルタ無し領域を通った照明光はR G B光(第1の照明光)となり、フィルタ領域を通った照明光はR光(第2の照明光)となり、被写体における図1 2の軌跡T sに対応した照射範囲を照明する。

【0 1 2 3】

図1 4は、ステップS 5により照明光が照射された照射範囲を示す。図1 4に示すように、フィルタ領域を通ったR光(第2の照明光)による第2の領域は斜線で示すように楔形状の領域となり、残りのほぼ円形の領域がフィルタ無し領域を通ったR G B光(第1の照明光)による第1の領域を示す。図1 4では、フィルタ領域による(第2の照射範囲としての)第2の領域をR f, フィルタ無し領域による(第1の照射範囲としての)第1の領域をR nで示している。また、図9に示すよう照射レンズ5 6の(光軸より)上部側に入射された照明光は、照射レンズ5 6の光軸より下側に照射されるために、図1 4においては、上側のフィルタ領域による第2の領域R fが下方向に形成される例を示す。

10

【0 1 2 4】

また、図1 4においては点線で観察範囲R oを示す。観察範囲R oは、第2の領域R fよりも内側となるように設定されている。

【0 1 2 5】

このため、観察範囲R oを画像化してモニタ6に内視鏡画像を表示した場合、第2の領域R fが内視鏡画像中に現れない。上述したように、例えば光源制御部7 4 aは、観察範囲R o内を照明光が走査している期間において、受光用光ファイバ6 1が受光した光信号から画像を生成するように画像生成部7 4 cを制御し、その外側の期間においては画像を生成しないように制御する。

20

【0 1 2 6】

術者は、第2の領域R fが形成された照射状態を確認して、術者はステップS 6 aに示すように挿入部7 bを患者2の副鼻腔2 a内における上顎洞4 1内部に挿入する。なお、術者が挿入部7 bを挿入する操作を円滑に行うために、挿入部7 bがその長手方向の回りで回転する操作がしばしば行われる。そのために、術者は挿入操作を行った状態においては、内視鏡画像の上方向が実際にはどの方向になっているか把握できない状態となる。

【0 1 2 7】

ステップS 7 aに示すように術者は、上顎洞4 1の内壁に照射された照射範囲からの反射光を患者2の外部から観察することにより、R光(第2の照明光)による照射範囲の方向、つまり内視鏡画像の上方向を把握することができる。

30

【0 1 2 8】

なお、上顎洞4 1の内壁に照明光を照射した場合の様子は、第1の実施形態における図6に示すような照射の様子とほぼ同様の状態となる。また、この場合における受光用光ファイバ6 1を用いた観察範囲も、図6に示した場合と同様に、光ファイバ5 3を用いた照射範囲の内側に観察範囲が形成される。

【0 1 2 9】

術者は、R光(第2の照明光)による第2の領域の方向を把握することにより、現在観察している部位から、次に観察(検査)しようとする部位に向けて先端部1 1 bを移動する操作を円滑に行うことができる。そして、術者は、ステップS 8 aに示すように検査対象部位の内視鏡検査等を行う。

40

【0 1 3 0】

次のステップS 9 aにおいてコントローラ7 4は、術者により検査終了の指示操作が行われたか否かを判定する。検査終了の指示操作が行われない場合には、ステップS 6 aの処理に戻り、同様の処理等が繰り返される。検査終了の指示操作が行われた場合には、図1 2の処理を終了する。

【0 1 3 1】

一方、ステップS 3においてフィルタ無しの判別が行われた場合には、ステップS 1 0においてコントローラ7 4(の光源制御部7 4 a)は、更にモード選択が行われた否かを

50

判定する。モード選択が行われない判定結果の場合には、コントローラ 7 4 ( の光源制御部 7 4 a ) は、次のステップ S 1 1 以降において説明するように第 1 のモードで制御動作を行う。

【 0 1 3 2 】

ステップ S 1 1 において光源制御部 7 4 a は、照射レンズ 5 6 b にフィルタ 3 5 b が設けられた場合と同様の第 1 の照明光 ( R G B 光 ) と第 2 の照明光 ( R 光 ) とを、光源ユニット 7 1 が発生するように制御する。

【 0 1 3 3 】

具体的には図 1 5 A に示すように Y 軸方向の駆動信号において、方向確認用の照明光を発生する楔形状の領域に相当する期間において、光源制御部 7 4 a は、図 1 5 B に示すように R 光のみを発生するように光源ユニット 7 1 を制御する。

10

【 0 1 3 4 】

図 1 5 A に示す駆動信号において、楔形状の領域を走査する期間だけ、図 1 5 B に示すように R 光を発生するように光源制御部 7 4 a は、制御する。図 1 5 B において幅が大きい程、R 光を発生する期間が長いことを示している。なお、図 1 5 B においては、第 2 の照明光としての R 光のみを発生する期間のみを示す。図 1 5 B において示す ( 縦線で示す ) 期間以外の期間においては R G B 光を発生する。但し、実際には R 光、G 光、B 光をサイクリックにパルス発光する。

【 0 1 3 5 】

そして、図 1 5 C に示すように光源ユニット 7 1 は、第 1 の照明光 ( R G B 光 ) と、フィルタ領域を設けた場合とほぼ同様に楔形状に対応した第 2 の照明光 ( R 光 ) とを発生し、光ファイバ 5 3 に出射する。図 1 5 A の駆動信号と、図 1 5 B の R 光の発生のタイミングに対応して、図 1 5 C に示すように楔形状の領域で R 光の照明光としての第 2 の照明光が生成され、残りの領域が R G B 光となる第 1 の照明光となる。そして、図 1 5 C の照明光がフィルタ無し領域だけからなる照射レンズ 5 6 a , 5 6 b を経て、被写体側に照射され、図 1 5 C に対応した照射範囲が形成される。

20

【 0 1 3 6 】

術者は、被写体に図 1 5 C に対応した照射範囲が形成されることを確認することができる。図 1 5 C においては R 光の領域を R r 、R G B 光の領域を R r g b で示している。なお、走査型内視鏡 3 B が図 9 と同じ状態に設定されていると、被写体側では R 光の領域 R r が Y 軸方向に下側に形成される状態となる。被写体側に照射された状態での照射範囲としては図 1 4 の場合と同様になる。

30

【 0 1 3 7 】

図 1 5 C と図 1 4 とから分かるように第 1 モードによる照明は、フィルタ 3 5 b を設けた場合と同様に機能する。

【 0 1 3 8 】

このような照射状態を確認した後、ステップ S 6 b に示すように術者は、挿入部 7 b を患者 2 の副鼻腔 2 a 内における上顎洞 4 1 内部に挿入する。

【 0 1 3 9 】

ステップ S 7 b に示すように術者は、上顎洞 4 1 の内壁に照射された照射範囲からの反射光を患者 2 の外部から観察することにより、R 光 ( 第 2 の照明光 ) による照射範囲の方向、つまり内視鏡画像の上方向を把握することができる。

40

【 0 1 4 0 】

術者は、R 光 ( 第 2 の照明光 ) による照射範囲の方向を把握することにより、現在観察している部位から、次に観察 ( 検査 ) しようとする部位に向けて先端部 1 1 b を移動する操作を円滑に行うことができる。そして、術者は、ステップ S 8 b に示すように検査対象部位の内視鏡検査等を行う。

【 0 1 4 1 】

次のステップ S 9 b においてコントローラ 7 4 は、術者により検査終了の指示操作が行われたか否かを判定する。検査終了の指示操作が行われない場合には、ステップ S 6 b の

50

処理に戻り、同様の処理等が繰り返される。検査終了の指示操作が行われた場合には、図 12 の処理を終了する。

【0142】

また、ステップ S10 のモード選択が行われた場合には、ステップ S12 において、第 1 のモードとは異なる第 2 のモードで照明を行うようにコントローラ 74 ( の光源制御部 74 a ) は、光源ユニット 71 を制御する。以下に説明するように光源制御部 74 a は、第 2 の走査期間 ( 第 2 の照明期間 ) においては第 2 の照明光を発生し、第 1 の走査期間 ( 第 1 の照明期間 ) においては第 1 の照明光を ( 交互に ) 発生するように制御する。

【0143】

この場合には、上述したフィルタ 35 b が設けられた場合又は第 1 のモードにおける通常の走査期間 ( 又は照明期間 ) と異なる方向確認用の走査期間 ( 又は照明期間 ) において、光源制御部 74 a は、方向確認用の照明光を発生するように光源ユニット 71 を制御する。図 16 は通常の走査期間 T1 と、方向確認用の走査期間 T2 とを示す。図 16 に示すように第 2 のモードが選択されない場合には、コントローラ 74 は、通常の走査期間 T1 で動作するように光源ユニット 71、駆動ユニット 72、検出ユニット 73 等を制御する。

10

【0144】

第 2 のモードが選択されると、所定の周期 T で方向確認用の走査期間 T2 と、通常の走査期間 T1 とを繰り返す。この状態において、更に第 2 のモードを停止する操作を行うと、通常の走査期間 T1 の動作となる。また、術者は、通常の走査期間 T1 における動作を選択することができる。

20

【0145】

つまり、術者は、通常の走査期間 T1 における動作として、第 1 のモードのように走査と照明を行うこと、又はフィルタ 35 b が設けられた走査型内視鏡 3C が接続された場合の走査と照明を行うことを選択することができる。

【0146】

また、図 16 に示すように方向確認用の走査期間 T2 においては、この方向確認用の走査期間 T2 の直前の通常の走査期間 T1 における最終フレーム期間の内視鏡画像を静止画として表示する ( 走査期間 T1 では動画 ) ようにしても良い。例えば、光源制御部 74 a が、画像生成部 74 c の動作を制御し、走査期間 T2 においては走査期間 T1 における最終フレーム期間の内視鏡画像を静止画の画像信号としてモニタ 6 に出力するように制御しても良い。

30

【0147】

この場合、走査期間 T1 と T2 とを例えば 1 / 30 秒 ~ 1 / 10 秒程度に設定した場合には、術者は、通常の動画の動きより若干鈍落ちした動画のような内視鏡画像を観察することができるようになる。

【0148】

また、患者 2 の外部から方向確認用の走査期間 T2 における照明光を視認することにより、観察範囲の内視鏡画像における上方向を把握することができる。

【0149】

なお、上記のように走査期間 T1 と T2 とを交互に行う場合の他に、第 2 のモードが選択された場合には、その後において第 2 のモードの停止の操作が行われるまで、方向確認用の走査及び照明のみを継続して行うようにしても良い。

40

【0150】

図 17 A は Y 軸 ( 方向 ) の駆動信号と、照明光の発生期間とを示す。走査期間 T1 においては、Y 軸方向及び X 軸方向に駆動信号が出力されると共に、光源ユニット 71 は、第 1 の照明光となる RGB 光を発生する。なお、図 17 A において、走査期間 T1 における駆動信号を、その輪郭のみの波形で示しているが、実際には、図 11 に示したような駆動信号の波形を表す。

【0151】

50

これに対して、走査期間 T 2 においては、所定の方向としての（正の）Y 軸方向の駆動信号が出力されると共に、Y 軸方向の駆動信号が出力される期間（駆動信号が Y 軸方向において正となる期間）のみ、光源ユニット 7 1 は、第 2 の照明光となる R 光のみを発生する。R 光を発生する場合で説明するが、R 光でなく、G 光等の（R G B 光と異なる）光を発生させるようにしても良い。

【 0 1 5 2 】

このように、走査期間 T 2 においては、第 2 の照明光のみを発生する。第 1 の照明光及び第 2 の照明光は光ファイバ 5 3 に出射される。図 1 7 A に示すように正の Y 軸方向への複数回の走査期間に、パルス状となる R 光を発生させる。図 1 7 B は、正の Y 軸方向に駆動信号が出力される期間においてのみ R 光が光ファイバ 5 3 に出力されることを光ファイバ 5 3 の先端の位置での座標系において示している。

10

【 0 1 5 3 】

走査期間 T 2 においてはフィルタ無し領域だけからなる照射レンズ 5 6 a , 5 6 b を経て、被写体には図 1 7 B に対応した R 光の照射範囲が形成される。術者は、図 1 7 B に対応した照射範囲から上方向を把握することができる。

【 0 1 5 4 】

なお、第 2 の照明光が照射された所定の方向としての上方向をより確認（把握）し易いように上方向のタイミングで R 光を発生させ、更に上方向と反対側の方向となる下方向のタイミングで R 光と異なる（と共に R G B 光とも異なる）例えば B 光を発生させるようにしても良い。

20

【 0 1 5 5 】

例えば図 1 7 A において 2 点鎖線で示すように負の Y 軸方向にも駆動信号を発生し、この駆動信号が発生された期間、光源制御部 7 4 a は 2 点鎖線で示すように B 光を発生させるようにしても良い。この場合には、図 1 7 B において 2 点鎖線で示すように下方向のタイミングで B 光が光源ユニット 7 1 から出力される。なお、図 1 7 A では、簡単化のために、1 回のみ B 光を発生させる例を示しているが、実際には R 光の場合と同様に複数回、B 光を発生させる方が望ましい。

【 0 1 5 6 】

術者は、このような第 2 の照明光が被写体に照射された場合の反射光から R 光が上方向、B 光が下方向を示すことを容易に把握することができる。

30

【 0 1 5 7 】

図 1 7 B に対応した照射の様子を確認した後、術者は図 1 3 におけるステップ S 6 c に示すように挿入部 7 b を患者 2 の副鼻腔 2 a 内における上顎洞 4 1 内部に挿入する。

【 0 1 5 8 】

次のステップ S 7 c に示すように術者は、上顎洞 4 1 の内壁に照射された照射範囲からの反射光を患者 2 の外部から観察することにより、R 光（第 2 の照明光）による照射範囲の方向、つまり内視鏡画像の上方向を把握することができる。

【 0 1 5 9 】

術者は、R 光（第 2 の照明光）による照射範囲の方向を把握することにより、現在観察している部位から、次に観察しようとする部位に向けて先端部 1 1 b を移動する操作を円滑に行うことができる。

40

【 0 1 6 0 】

次のステップ S 8 c においてコントローラ 7 4 は、術者により検査終了の指示操作が行われたか否かを判定する。検査終了の指示操作が行われない場合には、ステップ S 6 c の処理に戻り、同様の処理等が繰り返される。検査終了の指示操作が行われた場合には、図 1 2 の処理を終了する。

【 0 1 6 1 】

このように動作する本実施形態によれば、光学部材にフィルタ 3 5 b が設けられた場合はもとより、光学部材にフィルタ 3 5 b が設けられていない走査型内視鏡 3 B を使用した場合においても、患者 2 の外部から内視鏡画像の上方向等、所定方向を把握することがで

50

きる。

【0162】

従って、本実施形態によれば、副鼻腔2a内部を検査又は処置具による処置等を円滑に行うことができる内視鏡装置1Bを提供できる。

【0163】

以上説明した第2の実施形態は、走査型内視鏡3B, 3Cを用いた内視鏡装置1Bを説明したが、図18に示すように変形例の内視鏡装置1Cを構成しても良い。この内視鏡装置1Cは、図8の内視鏡装置1Bにおいて、更に図1に示した撮像素子を備えた内視鏡3を接続して使用することができる構成を備える。つまり、内視鏡装置1Cは、内視鏡3と、2種類の走査型内視鏡3B、3Cとにおける任意の1つを接続して使用できる装置本体4Cを備える。なお、図18においては、図8の場合と同様に、装置本体4Cに走査型内視鏡3Bが接続された場合で示している。

10

【0164】

装置本体4Cは、図8に示した装置本体4Bと、図1の光源装置(又は光源ユニット)4と、ビデオプロセッサ5とを備える。内視鏡3、走査型内視鏡3B、3C、装置本体4B、光源装置4、ビデオプロセッサ5は、既に説明済みであるので、ここでの記載(説明)を省略する。

【0165】

本変形例は、装置本体4Cにおける光源装置4及びビデオプロセッサ5に点線で示すように内視鏡3が接続された場合には、第1の実施形態において説明した動作となる。この場合の動作は、第1の実施形態において説明済みのため、その説明を省略する。また、装置本体4Cに走査型内視鏡3B又は3Cが接続された場合には、第2の実施形態において説明した動作となる。この場合の動作は、第2の実施形態において説明済みのため、その説明を省略する。

20

【0166】

なお、上述した実施形態及び変形例の一部を部分的に組み合わせても良い。

【0167】

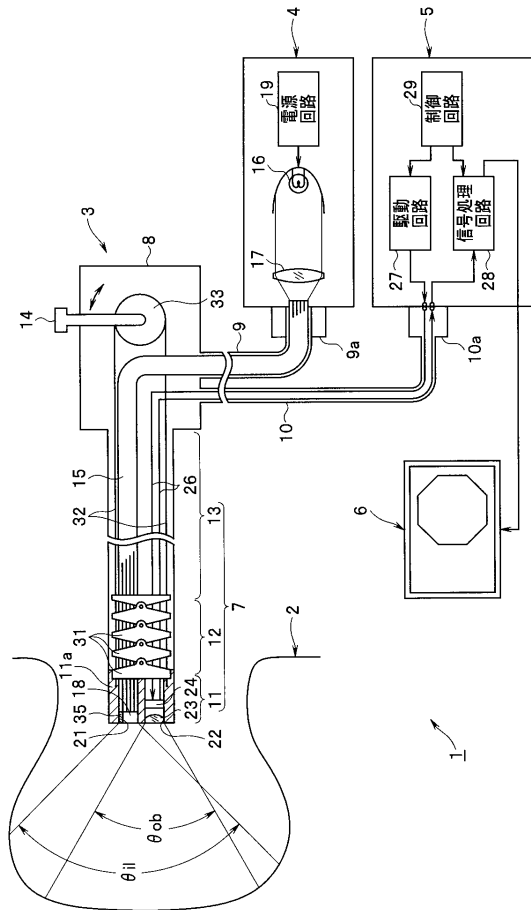
また、明細書及び図面において開示されている範囲内において、当初のクレームにおける内容を変更しても良い。

【0168】

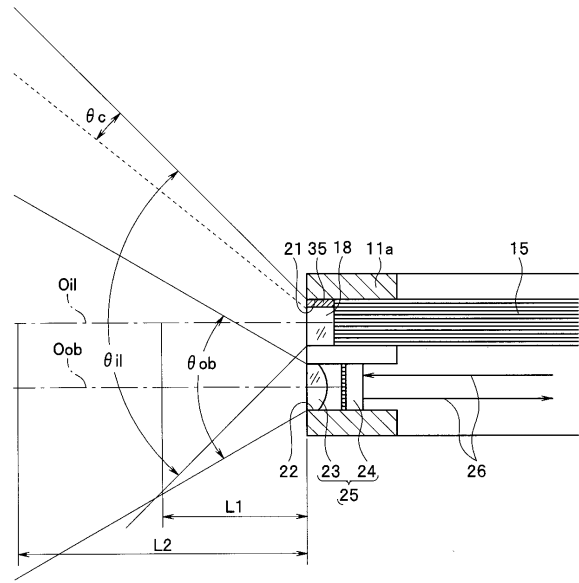
本出願は、2016年4月14日に米国に出願された米国出願番号15/098,416号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

30

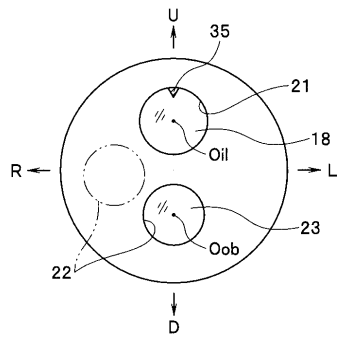
【図1】



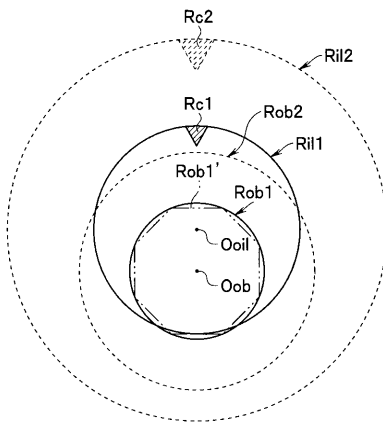
【図2】



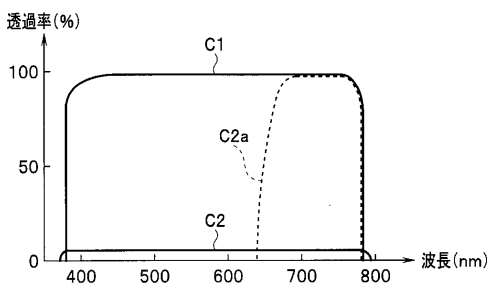
【図3】



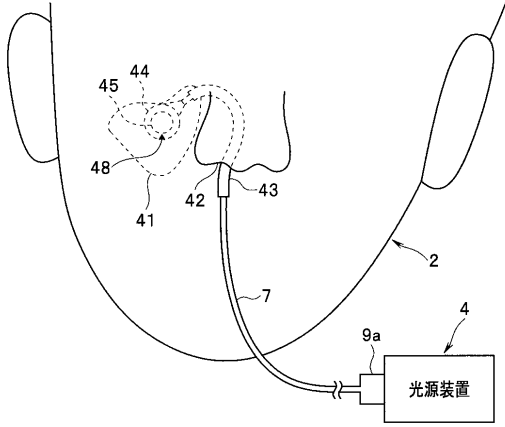
【図5】



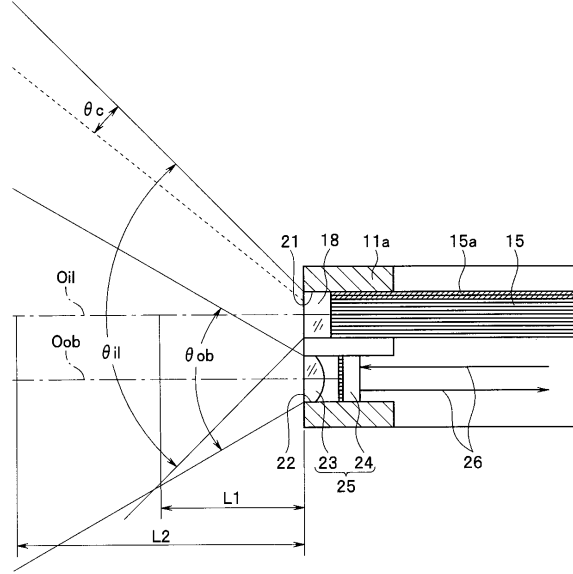
【図4】



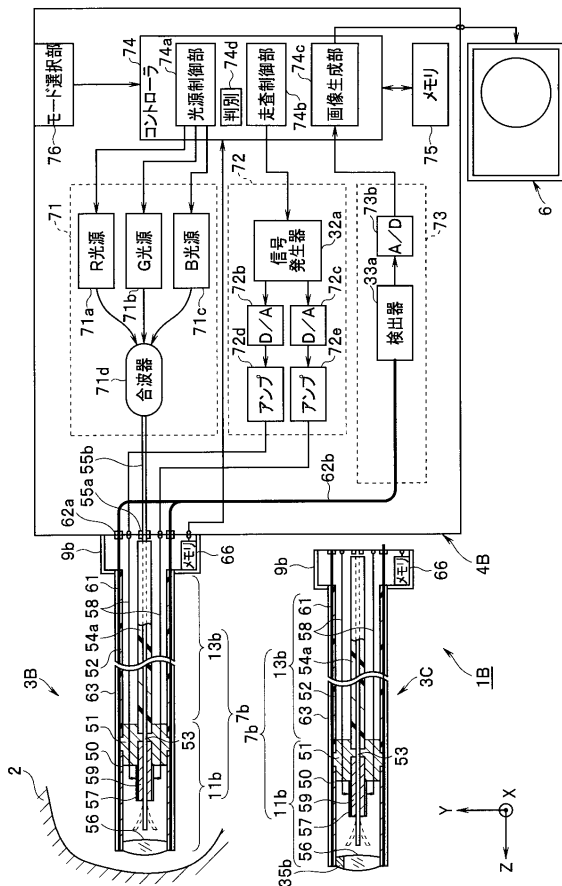
【図6】



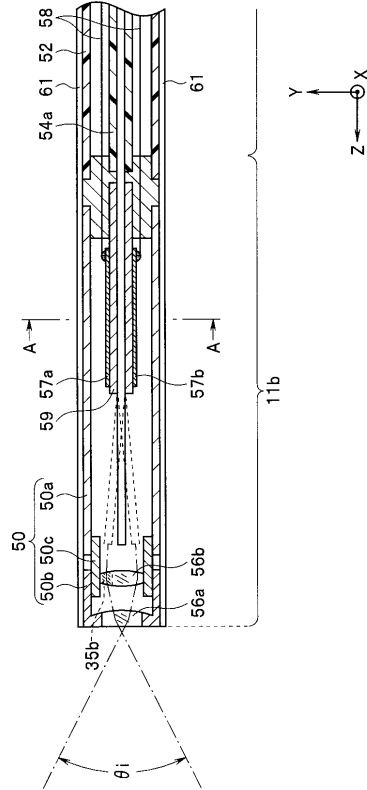
【図7】



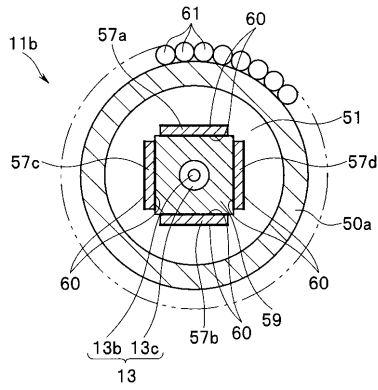
【図8】



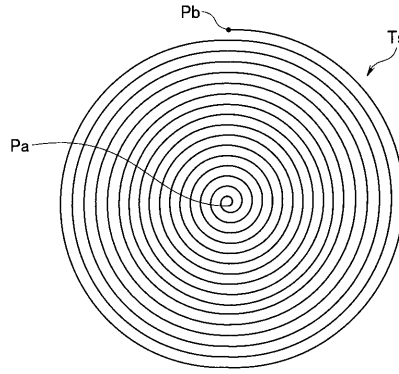
【図9】



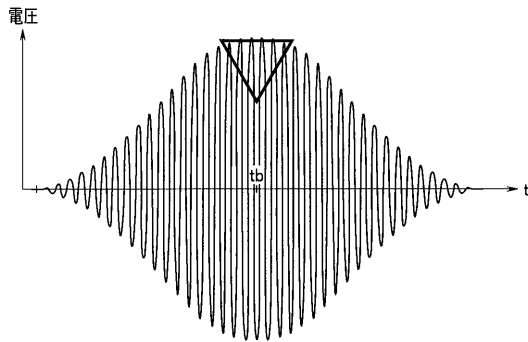
【図10】



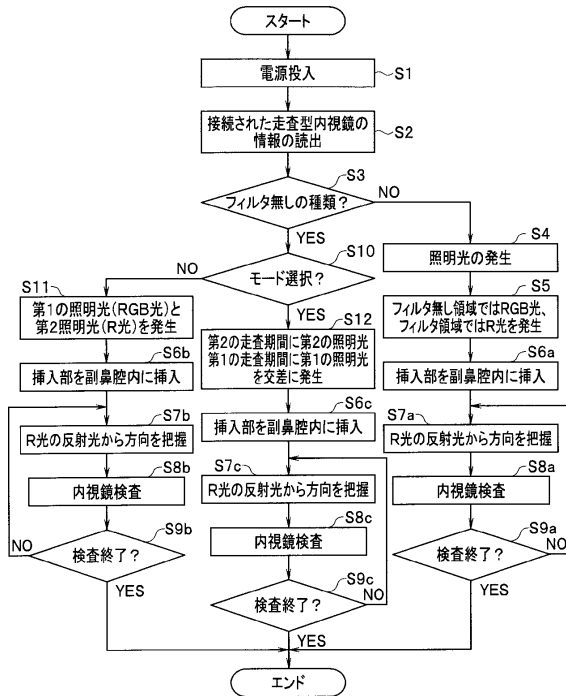
【図12】



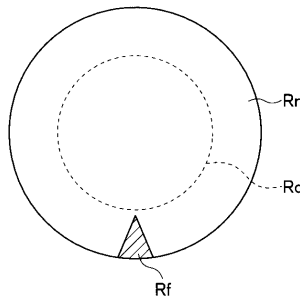
【図11】



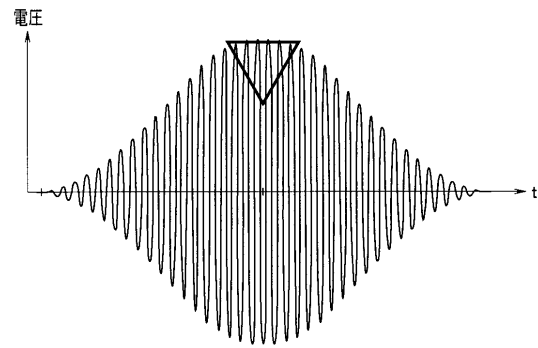
【図13】



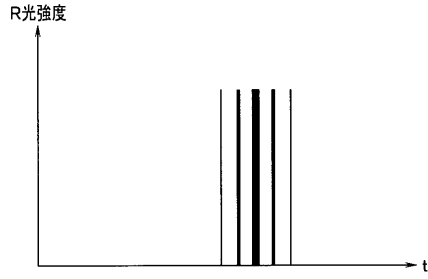
【図14】



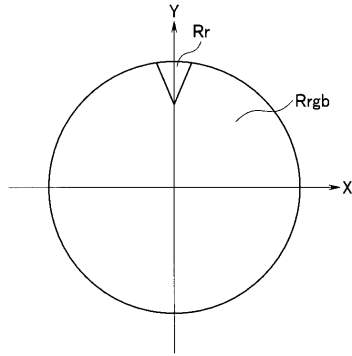
【図15A】



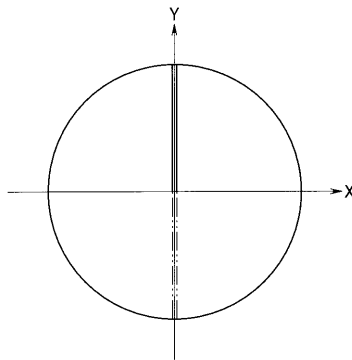
【図15B】



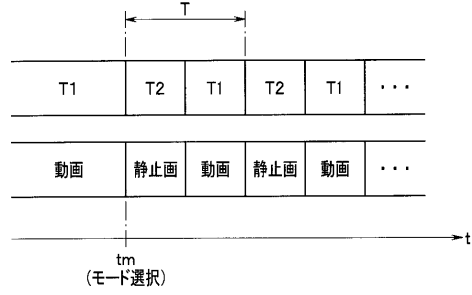
【図15C】



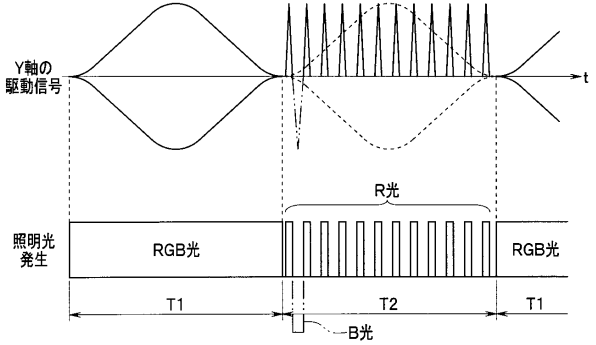
【図17B】



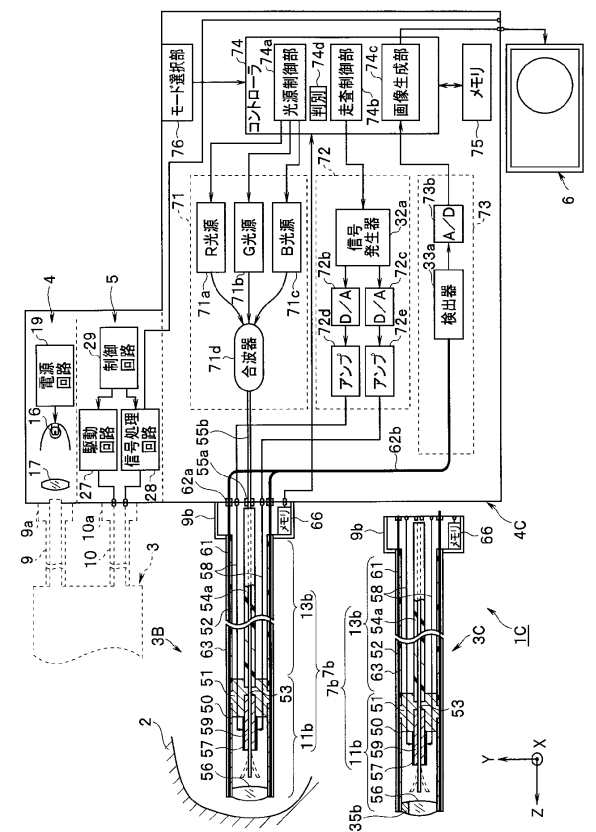
【図16】



【図17A】



【図18】



## フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		
<b>G 0 2 B 23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/06	6 1 0
<b>G 0 2 B 23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	6 4 0
		A 6 1 B	1/06	6 1 1
		A 6 1 B	1/045	6 1 0
		A 6 1 B	1/045	6 4 0
		G 0 2 B	23/26	B
		G 0 2 B	23/24	A

- (56) 参考文献 特開 2 0 1 2 - 0 7 5 5 6 2 ( J P , A )  
 特表 2 0 1 0 - 5 2 8 8 1 8 ( J P , A )  
 特開昭 5 8 - 1 9 2 5 2 4 ( J P , A )  
 特表 2 0 1 2 - 5 0 2 7 4 9 ( J P , A )  
 国際公開第 2 0 1 6 / 0 3 5 5 0 9 ( W O , A 1 )  
 特開 2 0 1 6 - 0 0 7 2 7 4 ( J P , A )  
 特開 2 0 1 5 - 2 1 6 9 7 8 ( J P , A )

## (58) 調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2  
 A 6 1 M 2 5 / 0 0 - 2 5 / 1 8  
 G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP6381171B2</a>	公开(公告)日	2018-08-29
申请号	JP2017555613	申请日	2017-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉野真広		
发明人	吉野 真広		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/233 A61B1/00 A61B1/06 A61B1/045 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00059 A61B1/00105 A61B1/00172 A61B1/005 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0676 A61B1/07 A61B1/233 G02B6/0006 G02B6 /0008 G02B23/2423 G02B23/2469		
FI分类号	A61B1/07.733 A61B1/233 A61B1/07.735 A61B1/07.732 A61B1/00.524 A61B1/06.610 A61B1/00.640 A61B1/06.611 A61B1/045.610 A61B1/045.640 G02B23/26.B G02B23/24.A		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	15/098416 2016-04-14 US		
其他公开文献	JPWO2017179312A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜装置具有插入部分，该插入部分插入对象的鼻旁窦并具有柔性，并且具有能够将来自插入部分的远端的照明光照射到窦腔中的对象的内窥镜装置。并且，照明机构用于以相对于样本的照明光的照射范围在预定方向上以与另一方向不同的模式照射来自内窥镜的照明光。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6381171号 (P6381171)
(45) 発行日 平成30年8月29日(2018.8.29)	(24) 登録日 平成30年8月10日(2018.8.10)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 3	
A 6 1 B 1/233 (2006.01)	A 6 1 B 1/233	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 2	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 4	
	請求項の数 12 (全 27 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2017-555613(P2017-555613)	(73) 特許権者 000000376	
(86) (22) 出願日 平成29年2月23日(2017.2.23)	オリンパス株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2017/006921	東京都八王子市石川町2951番地	
(87) 国際公開番号 W02017/179312	(74) 代理人 100076233	
(87) 国際公開日 平成29年10月19日(2017.10.19)	弁理士 伊藤 進	
審査請求日 平成29年10月23日(2017.10.23)	(74) 代理人 100101661	
(31) 優先権主張番号 15/098416	弁理士 長谷川 靖	
(32) 優先日 平成28年4月14日(2016.4.14)	(74) 代理人 100135932	
(33) 優先権主張国 米国(US)	弁理士 藤浦 治	
早期審査対象出願	(72) 発明者 吉野 真広	
	東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内	
	審査官 ▲高▼原 悠佑	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置