

(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2019-47977

(P2019-47977A)

(43) 公開日 平成31年3月28日(2019.3.28)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	730	2H040	
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/00	511	4C161	
G02B	23/24	(2006.01)	A61B	1/04	530		
G02B	23/26	(2006.01)	G02B	23/24	B		
			G02B	23/26	D		

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-174388 (P2017-174388)
 (22) 出願日 平成29年9月11日 (2017.9.11)

(71) 出願人 314012076
 パナソニックIPマネジメント株式会社
 大阪府大阪市中央区城見2丁目1番61号
 (74) 代理人 110002000
 特許業務法人栄光特許事務所
 (72) 発明者 東山 誠司
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内
 (72) 発明者 竹永 祐一
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内
 (72) 発明者 片平 晴康
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内

最終頁に続く

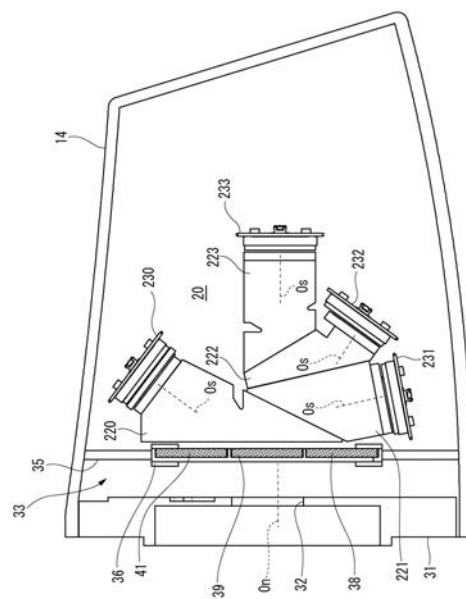
(54) 【発明の名称】 内視鏡及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡診断において、不要な光の撮像に基づく撮像画像の画質劣化を抑制する。

【解決手段】内視鏡は、観察対象部位からの光を入射する開口部と、複数のフィルタを有し、いずれかのフィルタを用いて開口部を通過した光を選択的に透過するフィルタ部と、フィルタ部を通過した光をそれぞれ異なる色成分の光に分解する複数の分解プリズムからなる色分解プリズムと、それぞれの分解プリズムに対応して設けられ、それぞれの分解プリズムにより分解された異なる色成分の光に基づいて撮像する複数のイメージセンサと、それぞれのイメージセンサによる撮像により得られた画像信号を出力する信号出力部と、複数のフィルタのうちいずれかを、開口部を通過した光を入射可能に配置させるフィルタ配置部と、を備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察対象部位からの光を入射する開口部と、

複数のフィルタを有し、いずれかの前記フィルタを用いて前記開口部を通過した光を選択的に透過するフィルタ部と、

前記フィルタ部を通過した光をそれぞれ異なる色成分の光に分解する複数の分解プリズムを有する色分解プリズムと、

それぞれの前記分解プリズムに対応して設けられ、それぞれの前記分解プリズムにより分解された異なる色成分の光に基づいて撮像する複数のイメージセンサと、

それぞれの前記イメージセンサによる撮像により得られた画像信号を出力する信号出力部と、

前記複数のフィルタのうちいずれかを、前記開口部を通過した光を入射可能に配置させるフィルタ配置部と、を備える、

内視鏡。

【請求項 2】

前記フィルタ部は、前記複数のフィルタが略直線状に並んで構成され、

前記フィルタ配置部は、所定のユーザ操作に応じて、前記複数のフィルタを前記略直線状にスライドし、前記複数のフィルタのうちいずれかを配置する、

請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記複数のフィルタは、I R カットフィルタを含む、

請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記複数のフィルタは、5 A L A 励起光カットフィルタを含む、

請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記複数のフィルタは、I C G 励起光カットフィルタを含む、

請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記複数の分解プリズムは、それぞれ同一平面に沿って出射光の光束中心が位置するように配置され、

それぞれの前記フィルタは、前記複数の分解プリズムのうち最も対物側に配置された分解プリズムへの入射光の光束中心に直交し、かつ、前記同一平面と平行に直線移動する、

請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

観察対象部位からの光を入射する開口部と、

複数のフィルタを有し、いずれかの前記フィルタを用いて前記開口部を通過した光を選択的に透過するフィルタ部と、

前記フィルタ部を通過した光をそれぞれ異なる色成分の光に分解する複数の分解プリズムからなる色分解プリズムと、

それぞれの前記分解プリズムに対応して設けられ、それぞれの前記分解プリズムにより分解された異なる色成分の光に基づいて撮像する複数のイメージセンサと、

それぞれの前記イメージセンサによる撮像により得られた画像信号を出力する信号出力部と、

前記複数のフィルタのうちいずれかを、前記開口部を通過した光を入射可能に配置させるフィルタ配置部と、

前記信号出力部から出力されたそれぞれの前記画像信号に基づいて R G B 画像及び I R 画像を生成し、前記 R G B 画像及び I R 画像を表示部に表示するコントローラと、を備える、

内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記複数のフィルタのうちいずれかを、前記開口部を通過した光を入射可能に配置させるためのフィルタ切替信号もしくはユーザ操作に伴う動力を前記フィルタ配置部へ伝えるスイッチ、を更に備える、

請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

微細病変を特殊光観察で捉える内視鏡診断が知られている。特殊光観察としては、例えば表層血管の強調表示を行う狭帯域光観察、体内に注入された蛍光物質（例えば試薬、色素）に励起光を照射することで生体の自家蛍光を観察する蛍光観察、2つの異なる波長の赤外光の照射により深層の血管情報を抽出する赤外光観察などがある。医師による通常観察では白色光照明を用いるのに対し、狭帯域光観察、蛍光観察では例えば波長 405 nm の励起光、赤外光観察では例えば波長 760 nm の赤外光が用いられる。これら波長の異なる撮像光を、一度の観察で取得し、病変を特徴付ける複数の情報を診断に有用な画像に加工する 4 板方式のプリズムを用いた内視鏡が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2016 - 178995 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、内視鏡診断（例えば上述した蛍光観察）では、蛍光物質に照射される励起光など、患部を被写体とした所望の撮像画像中に不要な光が撮像される場合がある。従来技術では、このような不要な光が撮像された撮像画像は、内視鏡の後段に設けられる C C U (Camera Control Unit) 内の画像処理装置において、光強度の小さい目的波長の信号出力がゲイン調整されることで画質調整が施された。そのため、ゲイン調整による増幅度が高くなると、撮像画像の S / N 比が低下し、撮像画像の画質が劣化して十分な患部把握ができなくなる場合があった。上述した特許文献 1 においても、蛍光観察に関する言及はあるものの、撮像画像中に励起光などの不要な光が撮像されてしまうことの技術的対策については考慮されていない。

【0005】

本開示は、上述した従来事情に鑑みて案出され、内視鏡診断において、不要な光の撮像に基づく撮像画像の画質劣化を抑制する内視鏡及び内視鏡システム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】

【0006】

本開示は、観察対象部位からの光を入射する開口部と、複数のフィルタを有し、いずれかの前記フィルタを用いて前記開口部を通過した光を選択的に透過するフィルタ部と、前記フィルタ部を通過した光をそれぞれ異なる色成分の光に分解する複数の分解プリズムからなる色分解プリズムと、それぞれの前記分解プリズムに対応して設けられ、それぞれの前記分解プリズムにより分解された異なる色成分の光に基づいて撮像する複数のイメージセンサと、それぞれの前記イメージセンサによる撮像により得られた画像信号を出力する信号出力部と、前記複数のフィルタのうちいずれかを、前記開口部を通過した光を入射可能に配置させるフィルタ配置部と、を備える、内視鏡を提供する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

また、本開示は、観察対象部位からの光を入射する開口部と、複数のフィルタを有し、いずれかの前記フィルタを用いて前記開口部を通過した光を選択的に透過するフィルタ部と、前記フィルタ部を通過した光をそれぞれ異なる色成分の光に分解する複数の分解プリズムからなる色分解プリズムと、それぞれの前記分解プリズムに対応して設けられ、それぞれの前記分解プリズムにより分解された異なる色成分の光に基づいて撮像する複数のイメージセンサと、それぞれの前記イメージセンサによる撮像により得られた画像信号を出力する信号出力部と、前記複数のフィルタのうちいずれかを、前記開口部を通過した光を入射可能に配置させるフィルタ配置部と、前記信号出力部から出力されたそれぞれの前記画像信号に基づいて R G B 画像及び I R 画像を生成し、前記 R G B 画像及び I R 画像を表示部に表示するコントローラと、を備える、内視鏡システムを提供する。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本開示によれば、内視鏡診断において、不要な光の撮像に基づく撮像画像の画質劣化を効率的に抑制できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

【 図 1 】 本実施の形態に係る内視鏡の一例を示す外観図

【 図 2 】 本実施の形態に係る内視鏡の概略構成例を示す模式図

【 図 3 】 カメラヘッドの正面図

20

【 図 4 】 4 色分解プリズム及びフィルタユニットが設けられたカメラヘッド内部の側面図

【 図 5 】 4 色分解プリズムの構造例を示す模式図

【 図 6 】 4 色分解プリズムの分光特性の一例を示すグラフ

【 図 7 】 カメラヘッドの要部分解斜視図

【 図 8 】 フィルタユニットの正面図

【 図 9 】 4 色分解プリズムの対物側に設けられたフィルタユニットの斜視図

【 図 1 0 】 開口部に I C G 励起光カットフィルタが配置された時のフィルタユニットの斜視図

【 図 1 1 】 開口部に I R カットフィルタが配置される途中の時点のフィルタユニットの斜視図

30

【 図 1 2 】 3 色分解プリズムにフィルタユニットを設けた構成例の側面図

【 図 1 3 】 本実施の形態に係る内視鏡システムの構成例を示すブロック図

【 図 1 4 】 同時出力モード時の画像例を示す模式図

【 図 1 5 】 重畳出力モード時の画像例を示す模式図

【 図 1 6 】 I R カットフィルタの分光特性の一例を示すグラフ

【 図 1 7 】 5 A L A 励起光カットフィルタの分光特性の一例を示すグラフ

【 図 1 8 】 I C G 励起光カットフィルタの分光特性の一例を示すグラフ

【 図 1 9 】 フィルタを使用しない 4 色分解プリズムの総合分光特性の一例を示すグラフ

【 図 2 0 】 I R カットフィルタを用いた可視光モードの一例を示すグラフ

【 図 2 1 】 5 A L A 励起光カットフィルタを用いた 5 A L A モードの一例を示すグラフ

40

【 図 2 2 】 I C G 励起光カットフィルタを用いた可視光及び I C G モードの一例を示すグラフ

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 0 】

(本実施の形態の内容に至る経緯)

内視鏡を用いた手術では、蛍光物質 (例えば試薬、色素) であるインドシアニングリーン (I C G : Indocyanine Green) を体内に投与し、 I C G が投与された腫瘍などの部位 (つまり、患部) に近赤外光を当てて患部を蛍光発光させ、患部を含む部位を撮像することがある。 I C G は、近赤外光 (例えばピーク波長 8 0 5 n m 、 7 5 0 ~ 8 1 0 n m) で励起すると、より長波長の近赤外光 (例えばピーク波長 8 3 5 n m) で蛍光発光する色素

50

である。

【 0 0 1 1 】

イメージセンサが1個で構成される単板式カメラが、I R成分を含む光を受光して患部の画像を取得する場合、例えばイメージセンサの入射面（撮像面）に4分割されたR（赤色）成分、G（緑色）成分、B（青色）成分、及びI R成分用のフィルタを設ける。そのため、所望の色再現性及び解像度を得ようとする、イメージセンサのサイズが大きくなる。このため、内視鏡に単板式カメラを適用することは困難である。

【 0 0 1 2 】

また、4個の色分解プリズムからなる4色分解プリズムとそれぞれの色分解プリズムに対応して設けられた4個のイメージセンサとを用いた4板式カメラが、I R成分を含む光を受光して患部の画像を取得する場合、図19に示すように、I R成分（例えば800nm以上の波長を有する光）の信号強度が小さい。

【 0 0 1 3 】

図19は、フィルタを使用しない4色分解プリズムの総合分光特性の一例を示すグラフである。図19では、縦軸は各色の透過率を表し、横軸は波長を表す。この透過率は、R成分、G成分、B成分用の各プリズムへの入射光の光量と、各プリズムに対応するイメージセンサへの入射光の光量と、の比率に相当する。h11は、R成分の光の透過率を示す。h12は、G成分の光の透過率を示す。h13は、B成分の光の透過率を示す。なお、h11は、I R成分の光の透過率も含んでいる。

【 0 0 1 4 】

内視鏡診断（例えば蛍光観察）では、蛍光物質に照射される励起光など、患部を被写体とした所望の撮像画像中に不要な光が撮像される場合がある。従来技術では、このような不要な光が撮像された撮像画像は、内視鏡の後段に設けられるCCU内の画像処理装置において、光強度の小さい目的波長の信号出力がゲイン調整されることで画質調整が施された。そのため、ゲイン調整による増幅度が高くなると、撮像画像のS/N比が低下し、撮像画像の画質が劣化して十分な患部把握ができなくなる場合があった。上述した特許文献1においても、蛍光観察に関する言及はあるものの、撮像画像中に励起光などの不要な光が撮像されてしまうことの技術的対策については考慮されていない。また、図19に示すように、上述したICGの励起光（例えば750～810nm）の透過率も一定量存在するため、イメージセンサに入射された励起光に基づく撮像が行われると、撮像画像中に励起光などの不要な光が映り込み、肝心の患部など本来の観察対象部位の詳細な画像情報が得られないことがあった。

【 0 0 1 5 】

そこで、以下の実施の形態では、内視鏡診断において、不要な光の撮像に基づく撮像画像の画質劣化を抑制する内視鏡及び内視鏡システムの例について説明する。

【 0 0 1 6 】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示に係る内視鏡及び内視鏡システムを具体的に開示した実施の形態（以下、「本実施の形態」という）を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になるのを避け、当業者の理解を容易にするためである。なお、添付図面及び以下の説明は、当業者が本開示を十分に理解するために提供されるのであって、これらにより特許請求の範囲に記載の主題を限定することは意図されていない。以下の本実施の形態に係る内視鏡は、例えば腹腔内などの体内の観察対象部位（言い換えると、人の体内の患部）を観察するために用いられる。

【 0 0 1 7 】

[内視鏡の構成]

図1は、本実施の形態に係る内視鏡10の一例を示す外観図である。図2は、本実施の形態に係る内視鏡10の概略構成例を示す模式図である。内視鏡10は、例えば使用者が片手で取扱い可能な医療器具である。内視鏡10は、スコープ11、マウントアダプタ1

10

20

30

40

50

2、リレーレンズ13、カメラヘッド14、操作スイッチ19、44及び光源コネクタ18を含んで構成される。

【0018】

スコープ11は、人（被観察者）の体内に挿入され、例えば硬性内視鏡の主要部であり、末端から先端まで光を導くことが可能な細長い導光部材である。スコープ11は、先端に撮像窓11zを有し、撮像窓11zから入射した観察対象部位（例えば患部）の光を伝送する光ファイバと、光源コネクタ18から導入された光Lを先端まで導く光ファイバと、を有する。撮像窓11zには、例えば光学ガラスや光学プラスチックなどの光学材料が用いられる。

【0019】

マウントアダプタ12は、スコープ11をカメラヘッド14に取り付けるための部材である。マウントアダプタ12には、種々のスコープが着脱自在に装着可能である。また、マウントアダプタ12には、光源コネクタ18が装着される。

【0020】

光源コネクタ18は、光源装置（図示略）から、人の体内の部位（例えば患部）を照明するための照明光を導入する。この照明光は、可視光及びIR光を含む。光源コネクタ18に導入された光は、スコープ11を通してスコープ11の先端まで導かれ、撮像窓11zから人の体内の部位（例えば患部）に照射される。光源は、例えばLED光源である。なお、光源は、LED光源の代わりに、キセノンランプやハロゲンランプなどの光源でもよい。

【0021】

リレーレンズ13は、スコープ11を通して伝達される光をカメラヘッド14内の撮像面に結像（収束）させる。リレーレンズ13は、複数のレンズを有し、操作スイッチ19の操作量に応じて、レンズを移動させて焦点の調整及びズーム倍率の調整を行う。

【0022】

カメラヘッド14は、例えば使用者が手で把持可能な筐体を有し、色分解プリズムである4色分解プリズム20（図5参照）、4個のイメージセンサ230、231、232、233（図5参照）、及び電子基板250を有する（図13参照）。

【0023】

4色分解プリズム20は、リレーレンズ13で収束された光を、R光（R成分）、G光（G成分）、B光（B成分）、の3原色光及びIR光（IR成分）に分解する4板方式のプリズムである。イメージセンサ230～233は、4色分解プリズム20で分解され、各々の撮像面に結像した光学像を画像信号（電気信号）に変換する。

【0024】

イメージセンサ230～233には、CCD（Charge Coupled Device）やCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）などのイメージセンサが用いられる。

【0025】

4個のイメージセンサ230～233は、IR成分、B成分、R成分、及びG成分の光をそれぞれ受光する専用のセンサである。そのため、1個のイメージセンサでIR成分、R成分、G成分、及びB成分の光を受光する単板式カメラと異なり、個々のイメージセンサとしてサイズの小さいイメージセンサを採用できる。例えば、1/3type（4.8mm×3.6mm）のサイズのイメージセンサが用いられる。なお、単板式のカメラの場合、少なくとも2/3type（8.8mm×6.6mm）のサイズのイメージセンサが必要であった。

【0026】

電子基板250（図13参照）には、例えば、LVDS（Low Volt Digital Signal）方式で信号を出力する信号出力回路と、タイミングジェネレータ（TG：Timing Generator）の回路（TG回路）と、を含む回路が搭載される。

【0027】

電子基板250に搭載される信号出力回路は、各イメージセンサ230～233で撮像

10

20

30

40

50

された画像のRGB信号及びIR信号を、LVDS (Low Volt Digital Signal) 方式でパルス信号として出力する。電子基板250に搭載されるTG回路は、カメラヘッド14内の各部にタイミング信号(同期信号)などを供給する。なお、RGB信号は、R成分、G成分、及びB成分の少なくとも1つを含む信号である。

【0028】

カメラヘッド14には、後述するCCU (Camera Control Unit) 30に対して画像信号を送送するための信号ケーブル14zが装着される。

【0029】

図3は、カメラヘッド14の正面図である。カメラヘッド14の対物側にはリレーレンズ13の接続開口部に、絞り部材31が取り付けられる。絞り部材31の中央部には、矩形形状の開口部32が形成される。開口部32は、観察対象部位(例えば患部)からの光を4色分解プリズム20の最も対物側に設けられたIR分解プリズム(後述参照)に入射させる。開口部32は、いわゆる開口絞り(aperture stop)として作用する。開口絞りは、リレーレンズ13で収束された光線束を制限する。この開口部32を挟んで対物側の反対側には、フィルタユニット33(図4参照)の各フィルタが選択的に配置される。

10

【0030】

図4は、4色分解プリズム及びフィルタユニットが設けられたカメラヘッド内部の側面図である。カメラヘッド14には、絞り部材31の対物側の反対側に4色分解プリズム20が配置される。この4色分解プリズム20と絞り部材31の間には、フィルタユニット33が配置される。

20

【0031】

図5は、4色分解プリズム20の構造例を示す模式図である。4色分解プリズム20(色分解プリズムの一例)は、リレーレンズ13により導かれる観察対象部位(例えば患部)からの光(つまり、入射光を)、R成分、G成分、B成分の3原色の光及びIR成分の光に分解する。4色分解プリズム20では、4つの分解プリズムであるIR分解プリズム220、青色分解プリズム221、赤色分解プリズム222、及び緑色分解プリズム223が、光軸方向に順に組み付けられる。

【0032】

IR用のイメージセンサ230は、IR分解プリズム220の出射面220cと対向して配置される。

30

青色用のイメージセンサ231は、青色分解プリズム221の出射面221cと対向して配置される。

赤色用のイメージセンサ232は、赤色分解プリズム222の出射面222cと対向して配置される。

緑色用のイメージセンサ233は、緑色分解プリズム223の出射面223cと対向して配置される。

【0033】

イメージセンサ230~233は、例えば水平(H)方向及び垂直(V)方向に配列した各画素を含むCCD又はCMOSイメージセンサである。イメージセンサ230~233は、IR及びR、G、Bの各色に分解された光が自己の各撮像面に結像した光学像を電気信号に変換する。言い換えると、イメージセンサ230~233は、それぞれの分解プリズムに対応して設けられ、それぞれの分解プリズムにより分解された異なる色成分の光に基づいて撮像する。

40

【0034】

IR分解プリズム220では、入射光は、IR分解プリズム220の入射面220aに入射される。入射面220aと対向する反射面220bで反射された光は、IR分解プリズム220の入射面220aの境界で全反射され、入射面220aと対向する出射面220cから出射され、IR用のイメージセンサ230に入射される。反射面220bには、IR反射膜240が例えば蒸着によって形成される。IR分解プリズム220は、入射光のうち、IR成分の光を反射させ、その他の光(B成分、R成分及びG成分の光)を透過

50

させる。IR用のイメージセンサ230は、反射面220b及び入射面220aで合計2回反射された光を入射し、受光する。このようにIR分解プリズム220において光が進行するよう、IR分解プリズム220が成形される。

【0035】

青色分解プリズム221では、IR分解プリズム220を透過した光（入射光）は、青色分解プリズム221の入射面221aに入射される。入射面221aと対向する反射面221bで反射された光は、青色分解プリズム221の入射面221aの境界で全反射され、入射面221aと対向する出射面221cから出射され、青色用のイメージセンサ231に入射される。反射面221bには、青色反射膜241が例えば蒸着によって形成される。青色分解プリズム221は、入射光のうち、B成分の光を反射させ、その他の光（R成分及びG成分の光）を透過させる。青色用のイメージセンサ231は、反射面221b及び入射面221aで合計2回反射された光を入射し、受光する。このように青色分解プリズム221において光が進行するよう、青色分解プリズム221が成形される。

10

【0036】

赤色分解プリズム222では、青色分解プリズム221を透過した光（入射光）は、赤色分解プリズム222の入射面222aに入射される。入射面222aと対向する反射面222bで反射された光は、赤色分解プリズム222の入射面222aの境界で全反射され、入射面222aと対向する出射面222cから出射され、赤色用のイメージセンサ232に入射される。反射面222bには、赤色反射膜242が例えば蒸着によって形成される。赤色分解プリズム222は、入射光のうち、R成分の光を反射させ、その他の光（G成分の光）を透過させる。赤色用のイメージセンサ232は、反射面222b及び入射面222aで合計2回反射された光を入射し、受光する。このように赤色分解プリズム222において光が進行するよう、赤色分解プリズム222が成形される。

20

【0037】

緑色分解プリズム223では、赤色分解プリズム222を透過した光（入射光）は、緑色分解プリズム223の入射面223aに入射し、入射面223aと対向する出射面223cから出射され、緑色用のイメージセンサ233に入射される。このように緑色分解プリズム223において光が進行するよう、緑色分解プリズム223が成形される。

【0038】

ここで、IR用のイメージセンサ230は、そのまま各画素値（信号レベル）の電気信号を出力してもよいが、水平（H）及び垂直（V）方向に隣接する画素の画素値を加算するH/V画素値の加算処理を行い、H/V画素値の加算処理後の画素値の電気信号を出力してもよい。

30

【0039】

H/V画素値が加算処理が行われると、例えば、IR用のイメージセンサ230の画素値が「30」程度である場合、画素加算を行うことで、IR成分の画素値が「120」（ $= 30 \times 4$ ）となる。

【0040】

従来IR成分の画素値が「10」程度であるとする、本実施の形態に係る内視鏡10によれば、IR用のイメージセンサ230を独立に設けたことで、従来と比較すると、およそ3倍～12倍のIR成分の画素値が得られる。

40

【0041】

また、本実施の形態のRGB用の各イメージセンサ231～233の画素値が「100」程度であるとする。この場合、H/V画素値の加算処理を加味すると、R成分、G成分、B成分の各信号レベルとIR成分の信号レベルとが同程度となり、RGB画像及びIR画像を見易くなる。RGB画像は、R成分、G成分、B成分の少なくとも1つの信号により得られる画像である。IR画像は、IR成分の信号により得られる画像である。

【0042】

図6は、4色分解プリズム20の分光特性の一例を示すグラフである。図6の縦軸は、各透過率（%）を示し、各プリズムへの入射光の光量に対する、各プリズムに対するイメ

50

ージセンサ 230 ~ 233 への入射光の光量の比率に相当する。図 6 の横軸は、各イメージセンサ 230 ~ 233 に入射する光の波長 (nm) を表す。

【0043】

図 6 では、波形 h1 (実線) は、IR 用のイメージセンサ 230 に入射する IR 成分の光の分光特性を示す。4 色分解プリズム 20 に入射した光のうち、IR 用のイメージセンサ 230 に入射する IR 成分の光の透過率は、波長 800 ~ 1000 nm にかけて、波長 900 nm 付近で透過率が 70 % 程度となるピーク波形を有する。

【0044】

波形 h2 (一点鎖線) は、赤色用のイメージセンサ 232 に入射する R 成分の光の分光特性を示す。赤色用のイメージセンサ 232 に入射する R 成分の光の透過率は、波長 600 nm 付近で透過率が 80 % 程度となるピーク波形を有する。

10

【0045】

波形 h3 (点線) は、青色用のイメージセンサ 231 に入射する B 成分の光の分光特性を示す。青色用のイメージセンサ 231 に入射する B 成分の光の透過率は、波長 450 nm 近辺で透過率が 60 % を超えるピーク波形を有する。

【0046】

波形 h4 (二点鎖線) は、緑色用のイメージセンサ 233 に入射する G 成分の光の分光特性を示す。緑色用のイメージセンサ 233 に入射する G 成分の光の透過率は、波長 530 nm 近辺で透過率が 90 % 程度となるピーク波形を有する。

20

【0047】

このように、4 色分解プリズム 20 で分散された IR 成分、R 成分、B 成分、及び G 成分の光の透過率は、いずれも 60 % を超える。従って、IR 成分、R 成分、B 成分、及び G 成分の各画素値を好適に得られ、IR 成分の信号を大きく増幅しなくても済む。これにより、患部を撮像した場合に、IR 成分を含めて撮像画像の色再現性が向上する。

【0048】

ところで、内視鏡診断 (例えば蛍光観察) では、蛍光物質 (例えば ICG などの色素) に照射される励起光などの不要な光が所望の撮像画像に撮像されると、患部の詳細を把握する上で、目的波長成分の信号出力を増幅する必要が生じ、増幅度が高くなると、S/N 比が悪化し、撮像画像の画質が劣化する。

30

【0049】

そこで、本実施の形態に係る内視鏡 10 には、4 色分解プリズム 20 に入射する不要な光をカットする図 4 に示したフィルタユニット 33 が、絞り部材 31 と 4 色分解プリズム 20 との間に設けられている。

【0050】

図 7 は、カメラヘッド 14 の要部分解斜視図である。4 色分解プリズム 20 は、支持部材 34 によりカメラヘッド 14 のケースに固定される。この支持部材 34 には、フィルタユニット 33 がともに支持される。即ち、フィルタユニット 33 は、カメラヘッド 14 内において 4 色分解プリズム 20 との相対位置が高精度に位置決めされる。

【0051】

フィルタユニット 33 (フィルタ部の一例) は、支持部材 34 に支持されるリニアガイド 35 と、後述する複数の光波長フィルタが固定されたフィルタ保持枠 36 と、駆動モータ 37 (フィルタ配置部の一例) とを有する。リニアガイド 35 は、平行な一対のロッドにより構成される。リニアガイド 35 は、フィルタ保持枠 36 を一対のロッドの長手方向に沿って移動自在に支持する。フィルタ保持枠 36 には、移動方向に複数のフィルタ保持部が形成される。本実施の形態では 3 つのフィルタ保持部が形成される。それぞれのフィルタ保持部には、開口部 32 を通過した光を選択的に透過又は反射させる光波長フィルタ (フィルタの一例) が固定される。即ち、フィルタユニット 33 は、例えば所定のユーザ操作に応じて、複数の光波長フィルタのそれぞれを、開口部 32 に対して略直線的にスライドし、複数の光波長フィルタのうちいずれかを選択的に配置可能とする。

40

【0052】

50

図4に示すように、4色分解プリズム20は、IR分解プリズム220、青色分解プリズム221、赤色分解プリズム222及び緑色分解プリズム223が、同一平面(図4の紙面)に沿って出射光の光束中心Osが位置するように配置される。より好ましくは、IR分解プリズム220、青色分解プリズム221、赤色分解プリズム222及び緑色分解プリズム223は、同一平面上に出射光の光束中心Osが位置するように配置される。また、フィルタユニット33に支持されたIRカットフィルタ38、5ALA励起光カットフィルタ39及びICG励起光カットフィルタ41は、IR分解プリズム220への入射光の光束中心Onに直交し、且つ上記した同一平面と平行に略直線移動される。

【0053】

本実施の形態において、フィルタユニット33を構成する光波長フィルタ(フィルタの一例)は、IRカットフィルタ38と、5ALA励起光カットフィルタ39と、ICG励起光カットフィルタ41とを有する。IRカットフィルタ38は、通常光(例えば可視光)を通過させるとともに通常光よりも高波長側のIR光をカットするためのIRカットフィルタとしての分光特性を有する。5ALA励起光カットフィルタ39は、蛍光物質である5ALA(アミノレブリン酸)の励起光をカットするための5ALA励起光カットフィルタとしての分光特性を有する。ICG励起光カットフィルタ41は、蛍光物質であるICGの励起光をカットするためのICG励起光カットフィルタとしての分光特性を有する。また、ICG励起光カットフィルタ41は、ICG励起光カットフィルタとして分光特性ばかりでなく、例えば上述したIRカットフィルタとしての分光特性を併せ持つてもよい。

【0054】

IRカットフィルタ38は、可視光モード(例えば、可視光を撮像可能なモード)に用いられ、IR成分の光を反射(カット)する。5ALA励起光カットフィルタ39は、5ALAモード(例えば、5ALAの励起光をカットして撮像可能なモード)に用いられ、400nmの波長を含む狭帯域の5ALA励起光をカットする。ICG励起光カットフィルタ41は、ICG及び可視光モード(例えば、ICGの励起光及びIR光とともにカットして撮像可能なモード)に用いられ、780nmの波長を含む狭帯域のICG励起光及びIR光をカットする。

【0055】

図8は、フィルタユニット33の正面図である。フィルタユニット33は、フィルタ保持枠36の側部に、移動方向に複数の歯を設けたラック42が固定される。このラック42には、駆動モータ37の駆動軸に固定されたピニオン43が噛合している。駆動モータ37は、カメラヘッド14に設けられる操作スイッチ44の操作(所定のユーザ操作の一例)により駆動が指示される。駆動モータ37(フィルタ配置部の一例)は、ピニオン43を介してラック42を略直線移動(直線移動を含む)することにより、IRカットフィルタ38、5ALA励起光カットフィルタ39又はICG励起光カットフィルタ41のうちいずれか1つを開口部32に選択的に配置する。

【0056】

図9は、4色分解プリズム20の対物側に設けられたフィルタユニット33の斜視図である。任意の光波長フィルタ(図例では5ALA励起光カットフィルタ39)は、駆動モータ37により移動されると、開口部32に対向するように配置される。4色分解プリズム20は、選択された5ALA励起光カットフィルタ39を挟んで開口部32の反対側が、IR分解プリズム220の入射面220aとなる。例えば5ALAモードの場合、開口部32には5ALA励起光カットフィルタ39が配置される。5ALAモードでは、開口部32を通過した患部からの光は、5ALA励起光カットフィルタ39を透過してIR分解プリズム220の入射面220aへ入射する。

【0057】

図10は、開口部32にICG励起光カットフィルタ41が配置されたフィルタユニット33の斜視図である。操作スイッチ44の操作(所定のユーザ操作の一例)によってICG及び可視光モードに指定されると、駆動モータ37が駆動され、ピニオン43の回転

10

20

30

40

50

方向と回転角が制御されて、開口部 3 2 に対向するように I C G 励起光カットフィルタ 4 1 が配置される。I C G 及び可視光モードでは、開口部 3 2 を通過した患部からの光は、I C G 励起光カットフィルタ 4 1 を透過して I R 分解プリズム 2 2 0 の入射面 2 2 0 a へ入射する。

【 0 0 5 8 】

図 1 1 は、開口部 3 2 に I R カットフィルタ 3 8 が配置される途中のフィルタユニット 3 3 の斜視図である。操作スイッチ 4 4 の操作（所定のユーザ操作の一例）によって可視光モードに指定されると、駆動モータ 3 7 が駆動され、ピニオン 4 3 の回転方向と回転角が制御されて、開口部 3 2 に I R カットフィルタ 3 8 が対向するように配置される。I C G 及び可視光モードでは、開口部 3 2 を通過した患部からの光は、I R カットフィルタ 3 8 を透過して I R 分解プリズム 2 2 0 の入射面 2 2 0 a へ入射する。

10

【 0 0 5 9 】

図 1 2 は、3色分解プリズム 2 0 A にフィルタユニット 3 3 を設けた構成例の斜視図である。なお、本実施の形態に係る内視鏡 1 0 に用いられる色分解プリズムは、4色分解プリズム 2 0 に限定されない。内視鏡 1 0 には、例えば3板式の B、G、R で構成した3色分解プリズム 2 0 A が設けられてもよい。図 1 2 には、例えば赤色分解プリズム 2 2 2 にイメージセンサ 2 3 2、青色分解プリズム 2 2 1 にイメージセンサ 2 3 1、緑色分解プリズム 2 2 3 にイメージセンサ 2 3 3 を設けた構成を例示するが、3色分解プリズム 2 0 A はこれに限定されない。例えば対物側から順に赤色分解プリズム、青色分解プリズム及び緑色分解プリズムとしているが、これらの配置順序に限定されないことは言うまでもない。この場合においても、上記の構成と同様に、絞り部材 3 1 と3色分解プリズム 2 0 A との間には、フィルタユニット 3 3 を設けることができる。

20

【 0 0 6 0 】

また、本実施の形態では、複数の光波長フィルタをラック 4 2 及びピニオン 4 3 を駆動モータ 3 7 により移動する構成を説明したが、光波長フィルタの移動機構は、これに限定されない。この他、光波長フィルタの移動は、例えば永久磁石と電磁石とを用いたりニアモータとすることによっても直線的にスライドする機構を構成することができる。更に光波長フィルタの移動は、例えば、ユーザ（例えば医者もしくは手術、検査の補助者。以下同様。）の手動によるスイッチ操作に伴って発生する動力を伝達して直線的にスライドする機構とすることもできる。

30

【 0 0 6 1 】

図 1 3 は、本実施の形態に係る内視鏡システム 5 の構成例を示すブロック図である。内視鏡システム 5 は、内視鏡 1 0、C C U 3 0、及び表示部 4 0 を含んで構成される。内視鏡 1 0 のカメラヘッド 1 4 は、前述した4色分解プリズム 2 0 及びイメージセンサ 2 3 0、2 3 1、2 3 2、2 3 3 を有する。図 1 3 では、カメラヘッド 1 4 は、更に、各素子駆動部 1 4 1 i、1 4 1 r、1 4 1 b、1 4 1 g、駆動信号発生部 1 4 2、同期信号発生部 1 4 3、及び信号出力部 1 4 5 を有する。

【 0 0 6 2 】

素子駆動部 1 4 1 i は、イメージセンサ 2 3 0 を駆動信号に従って駆動する。素子駆動部 1 4 1 r は、イメージセンサ 2 3 1 を駆動信号に従って駆動する。素子駆動部 1 4 1 b は、イメージセンサ 2 3 2 を駆動信号に従って駆動する。素子駆動部 1 4 1 g は、イメージセンサ 2 3 3 を駆動信号に従って駆動する。

40

【 0 0 6 3 】

駆動信号発生部 1 4 2 は、各素子駆動部 1 4 1 i、1 4 1 r、1 4 1 b、1 4 1 g に対し、駆動信号を発生する。同期信号発生部 1 4 3 は、タイミングジェネレータ（T G）開路の機能に相当し、駆動信号発生部 1 4 2 などに同期信号（タイミング信号）を供給する。

【 0 0 6 4 】

信号出力部 1 4 5 は、信号ケーブル 1 4 z を介してイメージセンサ 2 3 0、2 3 1、2 3 2、2 3 3 からの電気信号を、例えば L V D S 方式で C C U 3 0 に伝送する。信号出力

50

部 1 4 5 は、信号ケーブル 1 4 z を介して、同期信号発生部 1 4 3 からの同期信号を C C U 3 0 に伝送してもよい。信号出力部 1 4 5 は、信号ケーブル 1 4 z を介して、操作スイッチ 1 9 の操作信号を C C U 3 0 に伝送してもよい。信号出力部 1 4 5 は、信号出力回路の機能に相当する。

【 0 0 6 5 】

操作スイッチ 4 4 は、例えばユーザ操作に基づいて入力された操作信号を駆動モータ 3 7 及び信号出力部 1 4 5 にそれぞれ出力する。信号出力部 1 4 5 は、信号ケーブル 1 4 z を介して、操作スイッチ 4 4 の操作信号を C C U 3 0 に伝送してもよい。これにより、C C U 3 0 は、現時点がどのモード（例えば可視光モード、5 A L A モード及び I C G モードのうちいずれか）であるかを具体的に認識できる。

10

【 0 0 6 6 】

C C U 3 0 は、C C U 3 0 の内部又は外部のメモリ（不図示）が保持するプログラムを実行することで、各種機能を実現する。各種機能は、R G B 信号処理部 2 2、I R 信号処理部 2 3 及び出力部 2 8 の機能を含む。

【 0 0 6 7 】

R G B 信号処理部 2 2 は、イメージセンサ 2 3 1、2 3 2、2 3 3 からの B 成分、R 成分、G 成分の電気信号を、表示部 4 0 に表示可能な映像信号に変換し、出力部 2 8 に出力する。

【 0 0 6 8 】

I R 信号処理部 2 3 は、イメージセンサ 2 3 0 からの I R 成分の電気信号を映像信号に変換し、出力部 2 8 に出力する。また、I R 信号処理部 2 3 は、ゲイン調整部 2 3 z を有してもよい。ゲイン調整部 2 3 z は、I R 用のイメージセンサ 2 3 0 からの I R 成分の電気信号を映像信号に変換する際、増幅度（ゲイン）を調整する。ゲイン調整部 2 3 z は、例えば、R G B 成分の映像信号の信号強度と I R 成分の映像信号の信号強度とを略同一に調整してもよい。

20

【 0 0 6 9 】

ゲイン調整部 2 3 z により、使用者が R G B 画像に対する I R 画像を任意の強度で再現可能である。なお、I R 成分の電気信号の増幅度が調整される代わりに、又はこの調整とともに、R G B 信号処理部 2 2 は、R G B 成分の電気信号の増幅度を調整してもよい。

【 0 0 7 0 】

R G B 信号処理部 2 2 及び I R 信号処理部 2 3 は、信号処理を行う際、同期信号発生部 1 4 3 からの同期信号を受け取り、この同期信号に従って動作する。これにより、R G B 各色成分の画像（映像）及び I R 成分の画像は、時間的なずれが生じないように調整される。

30

【 0 0 7 1 】

出力部 2 8 は、同期信号発生部 1 4 3 からの同期信号に従い、R G B 各色成分の映像信号及び I R 成分の映像信号の少なくとも一方を表示部 4 0 に出力する。表示部 4 0 は、同時出力モード及び重畳出力モードのうちいずれかが設定され、例えばいずれの設定であるかを示す情報（例えばフラグ）が C C U 3 0 に保持されることで認識されている。例えば、出力部 2 8 は、表示部 4 0 の現時点が同時出力モード及び重畳出力モードのいずれかであるかを認識しており、同時出力モード及び重畳出力モードのいずれであるかに基づいて、映像信号を出力する。

40

【 0 0 7 2 】

同時出力モードでは、出力部 2 8 は、R G B 画像 G 1 と I R 画像 G 2（図 1 4 参照）とを別画面により同時に出力する。図 1 4 は、同時出力モード時の画像例を示す模式図である。同時出力モードにより、R G B 画像と I R 画像とを別画面にて比較して、患部 t g を観察できる。

【 0 0 7 3 】

重畳出力モードでは、出力部 2 8 は、R G B 画像と I R 画像とが重畳された合成画像 G Z（図 1 5 参照）を出力する。図 1 5 は、重畳出力モード時の画像例を示す模式図である

50

。重畳出力モードにより、例えば、RGB画像内で、ICG及び照明光としてのIR光により蛍光発光した患部tgを明瞭に観察できる。

【0074】

なお、RGB信号処理部22、IR信号処理部23及び出力部28は、CCU30内のプロセッサがメモリと協働してソフトウェアにより処理することを例示したが、それぞれ専用のハードウェアで構成されてもよい。

【0075】

表示部40は、CCU30からの映像信号に基づいて、内視鏡10で撮像され、CCU30から出力される患部tgなどの対象物の画像を画面に表示する。同時出力モードの場合、表示部40は、画面を複数に分割（例えば2分割）し、各画面にRGB画像G1及びIR画像G2を並べて表示する（図14参照）。重畳出力モードの場合、表示部40は、RGB画像G1とIR画像G2とが重ねられた合成画像GZを1画面で表示する（図15参照）。

10

【0076】

このように、内視鏡システム5では、内視鏡10を使用して体内の部位を撮像する場合、蛍光物質であるインドシアニングリーン（ICG）を体内に投与し、過剰に集積した腫瘍などの部位（患部）に近赤外光を当てて患部を光らせて患部を撮像してもよい。

【0077】

使用者が操作スイッチ19を操作して光源コネクタ18に導入された光Lは、スコープ11の先端側に導かれ、撮像窓11zから投射されることで、患部を含む患部周囲の部位を照明する。患部などで反射された光は、撮像窓11zを通してスコープ11の後端側に導かれ、リレーレンズ13で収束し、カメラヘッド14の4色分解プリズム20に入射する。

20

【0078】

4色分解プリズム20では、入射した光のうち、IR分解プリズム220によって分解したIR成分の光は、IR用のイメージセンサ230で赤外光成分の光学像として撮像される。青色分解プリズム221によって分解したB成分の光は、青色用のイメージセンサ231で青色成分の光学像として撮像される。赤色分解プリズム222によって分解したR成分の光は、赤色用のイメージセンサ232で赤色成分の光学像として撮像される。緑色分解プリズム223によって分解したG成分の光は、緑色用のイメージセンサ233で緑色成分の光学像として撮像される。

30

【0079】

IR用のイメージセンサ230で変換されたIR成分の電気信号は、CCU30内のIR信号処理部23で映像信号に変換され、出力部28に出力される。可視光用のイメージセンサ231、232、233でそれぞれ変換されたB成分、R成分、G成分の各電気信号は、CCU30内のRGB信号処理部22で各映像信号に変換され、出力部28に出力される。IR成分の映像信号及びB成分、R成分、G成分の各映像信号は、同期して、表示部40に出力される。

【0080】

表示部40には、出力部28で同時出力モードが設定されている場合、RGB画像G1とIR画像G2とが同時に2画面で表示される。RGB画像G1は、患部tgを含む部位を可視光を照射して撮像したカラー画像である。IR画像G2は、患部tgを含む部位をIR光を照射して撮像した白黒画像（任意な色設定可能）である。

40

【0081】

表示部40には、出力部28で重畳出力モードが設定されている場合、RGB画像G1とIR画像G2とが重畳（合成）された合成画像GZが表示される。

【0082】

本実施の形態に係る内視鏡10によれば、内視鏡10に4色分解プリズム20を用い、IR光に対し大きな透過率を有するIR分解プリズム220から出射されるIR光を、IR用のイメージセンサ230が受光する。そのため、内視鏡10は、IR光の受光量を増

50

大できる。従って、I R成分の信号を過大に増幅させる必要が無くなり、I R成分を加味した内視鏡10による撮像画像の画質の低下を抑制できる。

【0083】

4色分解プリズム20を用いることで、単板式カメラのイメージセンサと比べ、イメージセンサのサイズを小さくでき、内視鏡10を小型化できる。例えば、単板式カメラのイメージセンサのサイズは、1インチ又は38mmであり、本実施形態のイメージセンサ230~233のサイズは、1/3インチ以下である。

【0084】

また、4色分解プリズム20がI Rカットフィルタ38を用いていないモードでは、内視鏡システム5は、R G B画像とI R画像とを同時に出力可能である。そのため、ユーザは、例えば、患者の患部を含む全体の部位をR G B画像で確認できるとともに、蛍光発光した患部をI R画像で確認でき、患部周辺における患部の位置を視認し易くなる。ここのR G B画像は、R G B成分の画像であり、I R画像は、I R成分の画像である。

10

【0085】

また、I R成分の光を電気信号に変換するI R用のイメージセンサ230は、H/V画素値の加算処理を行い、加算された画素値の電気信号を出力してもよい。これにより、内視鏡10は、I R成分の信号強度を更に増大でき、表示部40により表示されるI R成分の画像をより強調でき、患部を視認し易くなる。

【0086】

また、内視鏡システム5は、R G B各成分の信号強度とI R成分の信号強度とが略同等になるように、ゲイン調整してもよい。この場合、R G B各成分の画素値とI R成分の画素値とを均一化でき、画像を見え易くできる。

20

【0087】

また、内視鏡システム5は、R G B各成分の信号強度とI R成分による信号強度との間で差を持たせるように、ゲイン調整してもよい。この場合、内視鏡システム5は、ユーザ所望の画質でR G B画像及びI R画像を表示できる。

【0088】

また、4色分解プリズム20を使用する場合、3色分解プリズムを使用する場合と比較すると、I R用のイメージセンサに入射されるI R成分の信号強度が大きくなる。そのため、R G B成分の画素値とI R成分の画素値との差が小さくなり、CCU30によりI R用のイメージセンサ230から出力される電気信号を過度に増幅しなくても、R G B成分とI R成分との間でバランス良く色を再現できる。従って、内視鏡システム5は、ノイズの増幅を抑制しながら、鮮明なR G B成分及びI R成分を含む画像が得られる。

30

【0089】

また、R G B画像とI R画像とが同時に2画面で表示されることで、ユーザは両画像を見比べて確認でき、ユーザの利便性が向上する。

【0090】

また、R G B画像とI R画像とが重畳して1画面で表示されること、ユーザは1つの画像でR G B成分及びI R成分の画像を確認でき、ユーザの利便性が向上する。

【0091】

図16は、I Rカットフィルタ38の分光特性の一例を示すグラフである。フィルタユニット33は、I RカットフィルタとしてのI Rカットフィルタ38を備えることにより、4色分解プリズム20に入射するI R成分の光をカットすることができる。

40

【0092】

図17は、5ALA励起光カットフィルタ39の分光特性の一例を示すグラフである。フィルタユニット33は、5ALA励起光カットフィルタ39を備えることにより、4色分解プリズム20に入射する400nmの波長を含む狭帯域の励起光(つまり、蛍光物質である5ALAの励起光)を不要な光としてカットすることができる。

【0093】

図18は、ICG励起光カットフィルタ41の分光特性の一例を示すグラフである。フ

50

フィルタユニット 33 は、ICG 励起光カットフィルタ 41 を備えることにより、4 色分解プリズム 20 に入射する 780 nm の波長を含む狭帯域の励起光（つまり、蛍光物質である ICG の励起光）を不要な光としてカットすることができる。

【0094】

図 19 は、フィルタを使用しない総合分光特性の一例を示すグラフである。4 色分解プリズム 20 は、本実施の形態に係る内視鏡 10 が有する各種の光波長フィルタ（IR カットフィルタ 38、5ALA 励起光カットフィルタ 39、ICG 励起光カットフィルタ 41）を使用しない場合、図 19 に示す総合分光特性を有する。上記したように、図 19 では、縦軸は各色の透過率を表し、横軸は波長を表す。以下、図 20、図 21、図 22 も同様である。図 19 において、h11 は、R 成分の光の透過率を示す。h12 は、G 成分の光の透過率を示す。h13 は、B 成分の光の透過率を示す。なお、h11 は、IR 成分の光の透過率も含んでいる。

10

【0095】

なお、図 19、図 20、図 21 中の「Deep-PD」とは、Deep-Photo Diode のことである。Deep-PD は、イメージセンサの各有効画素にある光電変換部分である。Deep-PD は、その Photo Diode が深いものを意味する。Photo Diode では、光入射領域が浅いと、波長の長い近赤外光においては光電変換できずに基板に吸収される。Deep-PD は、Photo Diode の光入射領域を深く作ることで、近赤外感度を向上させたものである。Deep-PD は、ICG 及び可視光モードには関係するが、可視光モード、5ALA モードには直接大きな影響度はない。

20

【0096】

例えば上記した 3 板式の B、G、R の 3 色分解プリズム 20A の場合、R を Deep-PD とすることで、1CH で赤色光（R 光）だけでなく R 光に波長の近い IR 光も同時に撮像できる。4 板式の場合にはそれぞれの光に対応してセンサが配置されるので、特に Deep-PD が使用されなくてもよい。

【0097】

図 20 は、IR カットフィルタ 38 を用いた可視光モードの一例を示すグラフである。可視光モードでは、IR カットフィルタ 38 を用いることにより、IR 成分の光をカットすることができる。総合分光特性では、図 19 に示したフィルタを使用しない場合に比べ、R 成分の光の透過率 h21 を低くすることができる。G 成分の光の透過率 h22、B 成分の光の透過率 h23 は、フィルタを使用しない場合とほぼ同等にできる。その結果、IR 成分の励起光などをカットすることにより、不要光（IR 成分の励起光など）が混合することにより低下していた画質の視認性を向上させることができる。

30

【0098】

図 21 は、5ALA 励起光カットフィルタ 39 を用いた 5ALA モードの一例を示すグラフである。5ALA モードでは、5ALA 励起光カットフィルタ 39 を用いることにより、400 nm の波長を含む狭帯域の 5ALA 励起光をカットすることができる。総合分光特性では、図 19 に示したフィルタを使用しない場合に比べ、B 成分の光（波長 400 nm 近傍の狭帯域光）の透過率 h33 を低くすることができる。G 成分の光の透過率 h32、R 成分の光の透過率 h31 は、フィルタを使用しない場合とほぼ同等にできる。その結果、5ALA 励起光をカットすることにより、不要光（特に 5ALA 励起光）が混合することにより低下していた画質の視認性を向上させることができる。

40

【0099】

図 22 は、ICG 励起光カットフィルタ 41 を用いた可視光及び ICG モードの一例を示すグラフである。ICG 及び可視光モードでは、ICG 励起光カットフィルタ 41 を用いることにより、780 nm の波長を含む狭帯域の ICG 励起光をカットすることができる。総合分光特性では、図 19 に示したフィルタを使用しない場合に比べ、R 成分の一部の光（波長 780 nm 近傍の狭帯域光）の透過率 h41 を低くすることができる。G 成分の光の透過率 h42、B 成分の光の透過率 h43 は、フィルタを使用しない場合とほぼ同等にできる。その結果、ICG 励起光をカットすることにより、不要光（特に ICG 励起

50

光)が混合することにより低下していた画質の視認性を向上させることができる。

【0100】

以上により、本実施の形態に係る内視鏡10は、開口部32において観察対象部位(例えば患部)からの光を入射し、フィルタユニット33を構成するいずれかの光波長フィルタを用いて開口部32を通過した光を選択的に透過する。内視鏡10は、複数の分解プリズムを有する4色分解プリズム20において、フィルタユニット33を通過した光をそれぞれ異なる色成分の光に分解し、それぞれの分解プリズムに対応して設けられた個々のイメージセンサにおいて、それぞれの分解プリズムにより分解された異なる色成分の光に基づいて撮像する。内視鏡10は、それぞれのイメージセンサによる撮像により得られた画像信号を信号出力部145において出力する。また、内視鏡10は、複数のフィルタのうちいずれかを、開口部32を通過した光を入射可能に配置させる駆動モータ37(フィルタ配置部の一例)を有する。

10

【0101】

これにより、内視鏡10は、内視鏡診断(例えば蛍光観察)において、観察対象部位(例えば人の体内の患部)に投与された蛍光物質を蛍光発光させるための励起光などの不要な光を、撮像画像に映り込むことを抑制できるので、目的波長の信号出力をゲイン調整することなく良好な画質の撮像画像を取得できる。その結果、従来技術のように光強度の小さい目的波長の信号出力を増幅したことでS/N比が低下して撮像画像の画質が劣化したことが解消され、使用者(例えば、医者などの観察者)にとって、内視鏡診断(例えば蛍光観察)において観察対象部位(例えば患部)の撮像画像の詳細な確認が可能となる。

20

【0102】

また、フィルタユニット33は、複数のフィルタ(具体的には、IRカットフィルタ38、5ALA励起光カットフィルタ39、ICG励起光カットフィルタ41)が略直線状に並んで構成される。駆動モータ37は、所定のユーザ操作に応じて、複数のフィルタを略直線状にスライドし、複数のフィルタのうちいずれかを、開口部32を通過した光を入射可能に配置させる。これにより、内視鏡10は、所定のユーザ操作(例えば操作スイッチ44を押下するなどの簡易な操作)により、複数のフィルタのうちいずれかを切り替え可能となり、それぞれ専用のカメラヘッドを用意せず、1台で複数の手法の手術を実施することができる。更に、フィルタの切り替えの際にフィルタユニット33は略直線状に移動するだけであるため、複数のフィルタは一次元方向に並べて配置されるだけでよく、カメラヘッド14の大型化を抑制できる。

30

【0103】

また、フィルタユニット33を構成する複数のフィルタは、IRカットフィルタ38を含む。これにより、IR成分の光をカットすることができる。その結果、IR成分の励起光などをカットすることにより、不要光(IR成分の励起光など)が混合することにより低下していた画質の視認性を向上させることができる。

【0104】

また、フィルタユニット33を構成する複数のフィルタは、5ALA励起光カットフィルタ39を含む。これにより、内視鏡10は、400nmの波長を含む、蛍光物質である5ALAを蛍光発光させるための励起光を撮像時にカットできる。その結果、5ALA励起光をカットすることにより、不要光(特に5ALA励起光)が混合することにより低下していた画質の視認性を向上させることができる。

40

【0105】

また、フィルタユニット33を構成する複数のフィルタは、ICG励起光カットフィルタ41を含む。これにより、内視鏡10は、780nmの波長を含む、蛍光物質であるICGを蛍光発光させるための励起光を撮像時にカットできる。その結果、ICG励起光をカットすることにより、不要光(特にICG励起光)が混合することにより低下していた画質の視認性を向上させることができる。

【0106】

また、複数の分解プリズムは、それぞれ同一平面に沿って出射光の光束中心Osが位置

50

するよう配置される。それぞれのフィルタは、複数の分解プリズムのうち最も対物側に配置された I R 分解プリズム 2 2 0 への入射光の光束中心 O n に直交し、かつ、同一平面と平行に直線移動する。これにより、内視鏡 1 0 は、複数のフィルタを、4 色分解プリズム 2 0 の各分解プリズムに配列された平面に沿って移動させることができる。そのため、内視鏡 1 0 は、カメラヘッド 1 4 の幅方向（配設平面に垂直な方向）の大きさを変えずに済む。即ち、内視鏡 1 0 は、タレット式に比べれば、カメラヘッド 1 4 を小型化することができる。

【0107】

更に、内視鏡システム 5 は、上述した内視鏡 1 0 と、信号出力部 1 4 5 から出力されたそれぞれの画像信号に基づいて R G B 信号及び I R 信号を生成し、R G B 画像及び I R 画像を表示部 4 0 に表示させる C C U 3 0（コントローラの一例）、を備える。これにより、内視鏡システム 5 は、内視鏡診断（例えば蛍光観察）において、観察対象部位（例えば人の体内の患部）に投与された蛍光物質を蛍光発光させるための励起光などの不要な光を、撮像画像に映り込むことを抑制できるので、目的波長の信号出力をゲイン調整することなく良好な画質の R G B 及び I R の撮像画像を取得できて表示部 4 0 に映し出すことができる。その結果、従来技術のように光強度の小さい目的波長の信号出力を増幅したことで S / N 比が低下して撮像画像の画質が劣化したことが解消され、使用者（例えば、医者などの観察者）にとって、内視鏡診断（例えば蛍光観察）において観察対象部位（例えば患部）の撮像画像の詳細な確認が可能となる。

10

【0108】

また、内視鏡システム 5 は、複数のフィルタのうちいずれかを、開口部 3 2 を通過した光を入射可能に配置させるためのフィルタ切替信号もしくはユーザ操作（つまり、手動操作）に伴って発生する動力を駆動モータ 3 7（フィルタ配置部の一例）へ送る操作スイッチ 4 4（スイッチの一例）、を更に備える。これにより、内視鏡 1 0 は、操作スイッチ 4 4 の操作により、複数の光波長フィルタの中から所望のものを自動で開口部 3 2 に配置して用いることができる。その結果、内視鏡 1 0 は、特に特殊光観察で高い操作性を実現することができる。

20

【0109】

以上、図面を参照しながら実施の形態について説明したが、本開示はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。また、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、上記実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

30

【0110】

本実施の形態では、内視鏡 1 0 として硬性内視鏡を例示したが、4 色分解プリズム 2 0 をも用いれば他の構成を有する硬性内視鏡でもよく、軟性内視鏡でもよい。

【0111】

本実施の形態では、4 色分解プリズム 2 0 において、光の入射側から、I R 分解プリズム 2 2 0、青色分解プリズム 2 2 1、赤色分解プリズム 2 2 2、及び緑色分解プリズム 2 2 3 の順に配置されることを例示したが、この配置順序は一例であり、他の配置順序でもよい。

40

【0112】

本実施の形態では、プロセッサの一例として C C U 3 0 を説明した。プロセッサは、内視鏡システム 5 を制御すれば、物理的にどのように構成してもよい。従って、プロセッサは、C C U 3 0 に限定されない。ただし、プログラム可能な C C U 3 0 を用いれば、プログラムの変更により処理内容を変更できるので、プロセッサの設計の自由度を高めることができる。また、プロセッサは、1 つの半導体チップで構成してもよいし、物理的に複数の半導体チップで構成してもよい。複数の半導体チップで構成する場合、上述した本実施の形態に係る各制御をそれぞれ別の半導体チップで実現してもよい。この場合、それらの複数の半導体チップで 1 つのプロセッサを構成すると考えることができる。また、プロセ

50

ッサは、半導体チップと別の機能を有する部材（コンデンサなど）で構成してもよい。また、プロセッサが有する機能とそれ以外の機能とを実現するように、1つの半導体チップを構成してもよい。また、電子基板250に搭載される回路についても、プログラム可能な回路を用いれば、プログラムの変更により処理内容を変更できる。また、回路の数は1つでも複数でもよい。

【産業上の利用可能性】

【0113】

本開示は、内視鏡診断において、不要な光の撮像に基づく撮像画像の画質劣化を抑制する内視鏡及び内視鏡システムとして有用である。

【符号の説明】

10

【0114】

5 内視鏡システム

10 内視鏡

11 スコープ

11z 撮像窓

12 マウントアダプタ

13 リレーレンズ

14 カメラヘッド

14z 信号ケーブル

18 光源コネクタ

20

19、44 操作スイッチ

20 4色分解プリズム（色分解プリズム）

22 RGB信号処理部

23 IR信号処理部

23z ゲイン調整部

28 出力部

30 CCU（コントローラ）

31 絞り部材

32 開口部

33 フィルタユニット

30

37 駆動モータ

38 IRカットフィルタ

39 5ALA励起光カットフィルタ

40 表示部

41 ICG励起光カットフィルタ

141i, 141b, 141r, 141g 素子駆動部

142 駆動信号発生部

143 同期信号発生部

145 信号出力部

220 IR分解プリズム

40

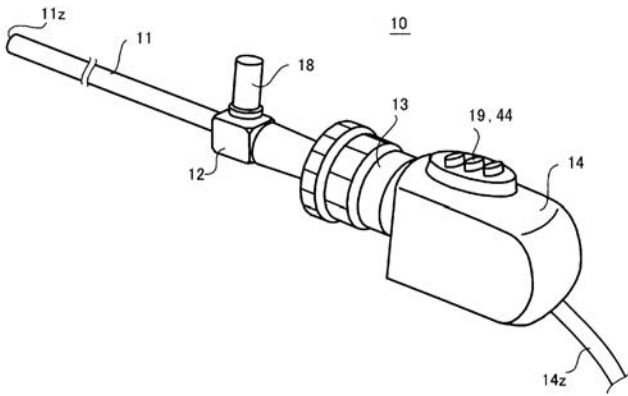
221 青色分解プリズム

222 赤色分解プリズム

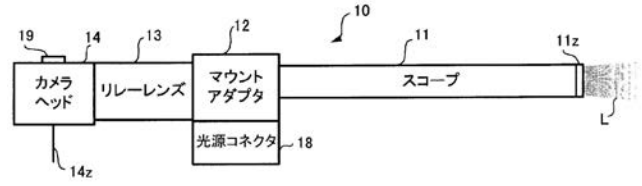
223 緑色分解プリズム

230, 231, 232, 233 イメージセンサ

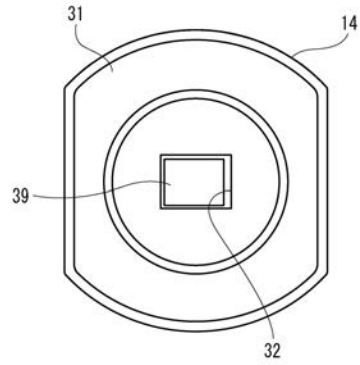
【 図 1 】



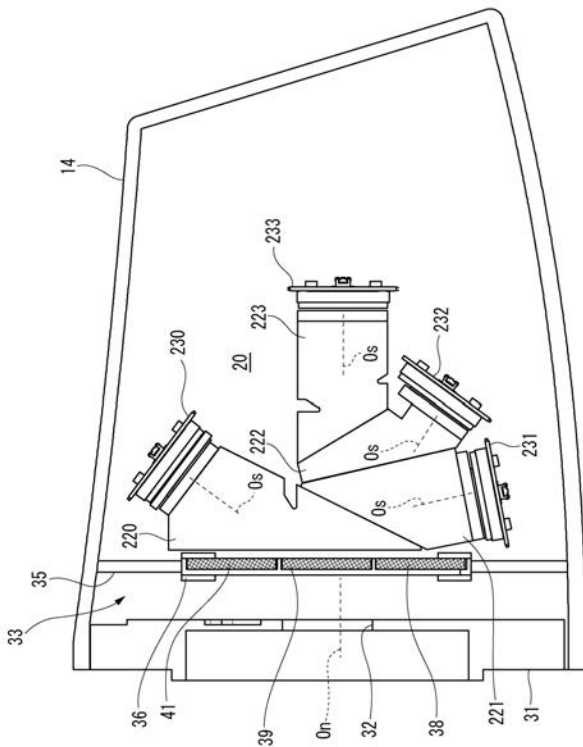
【 図 2 】



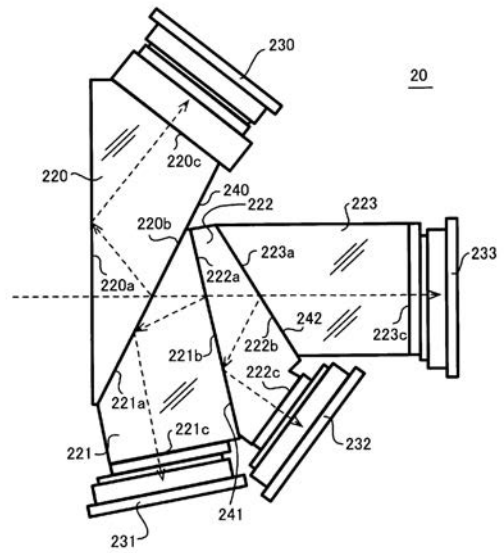
【 図 3 】



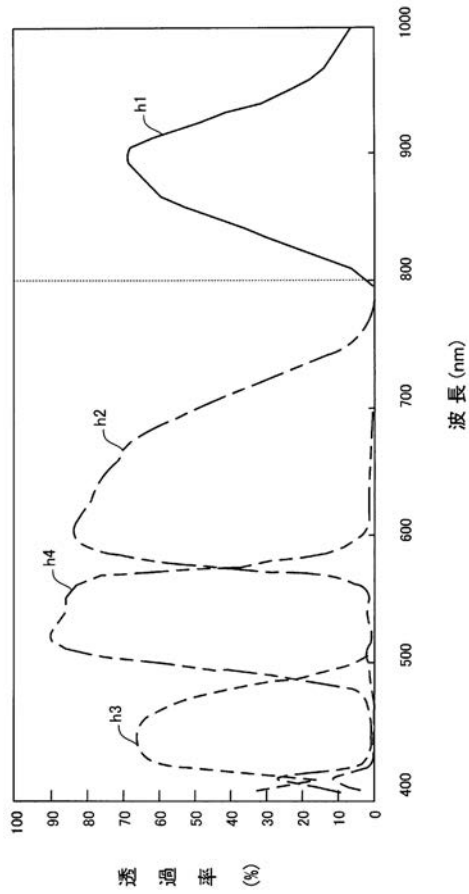
【 図 4 】



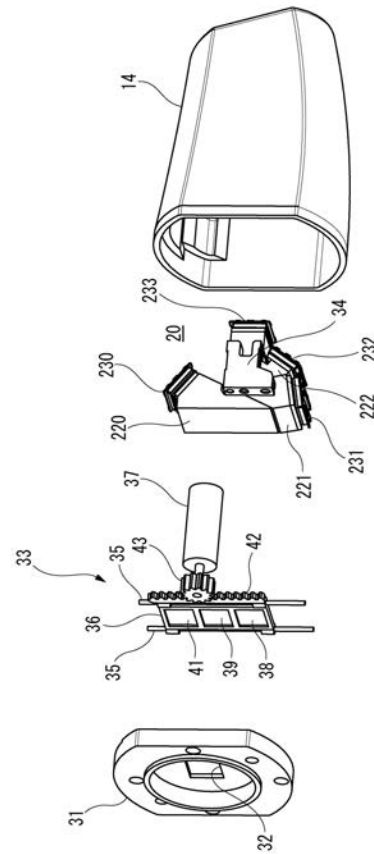
【 図 5 】



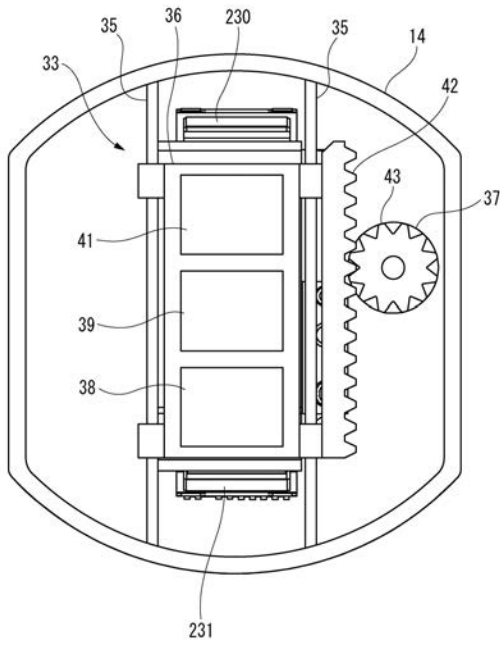
【 図 6 】



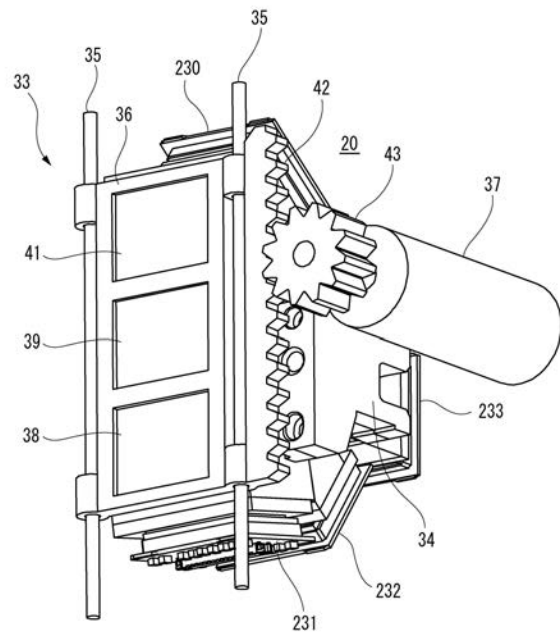
【 図 7 】



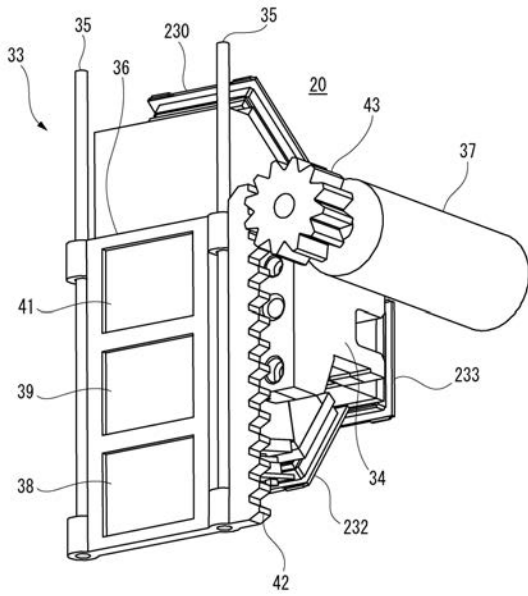
【 図 8 】



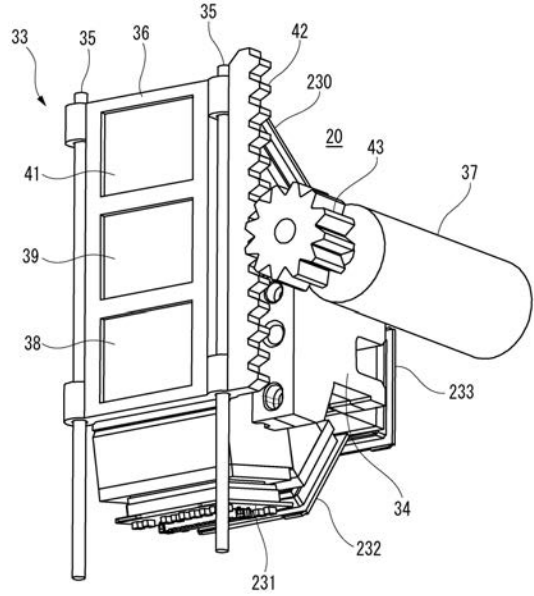
【 図 9 】



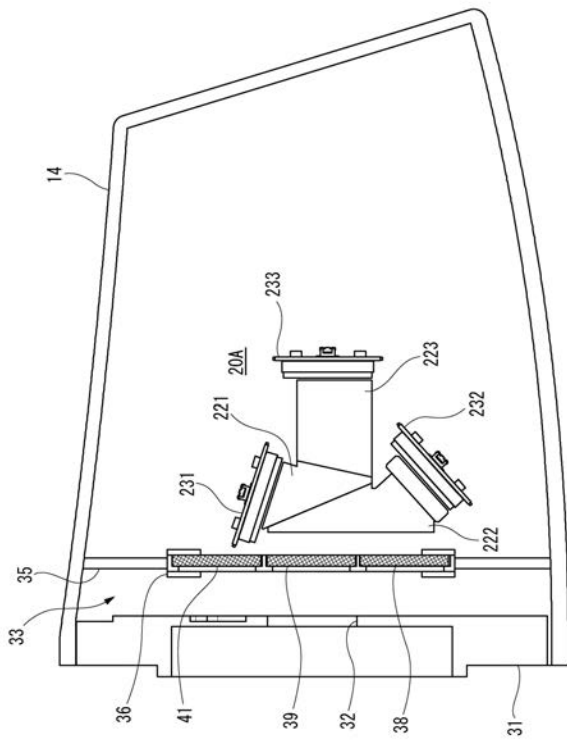
【図10】



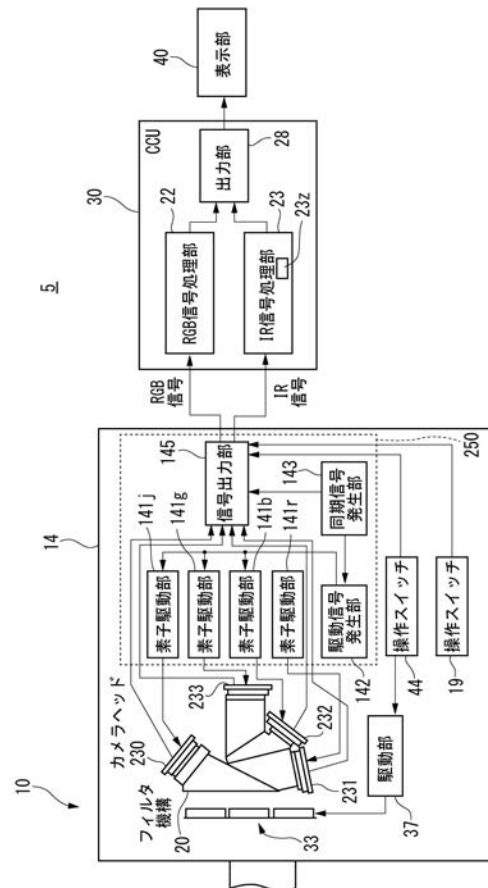
【図11】



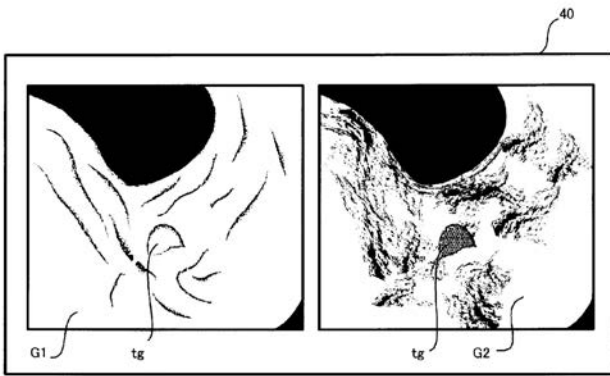
【図12】



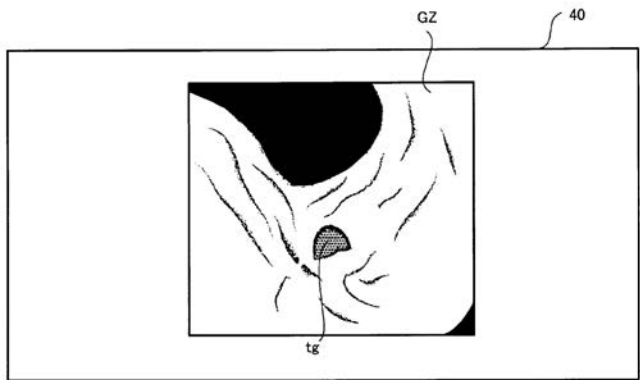
【図13】



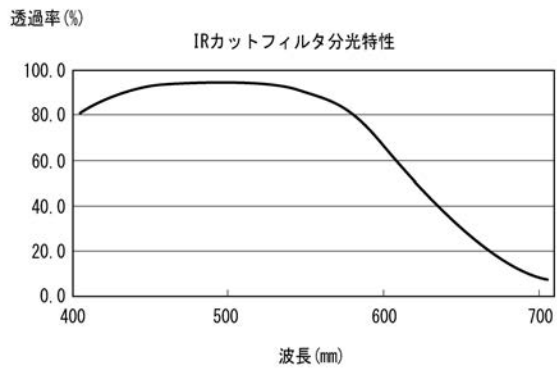
【 図 1 4 】



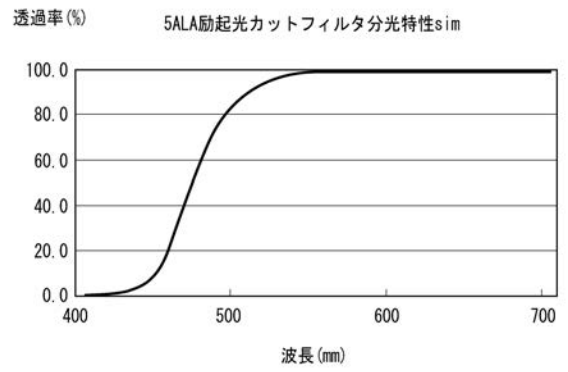
【 図 1 5 】



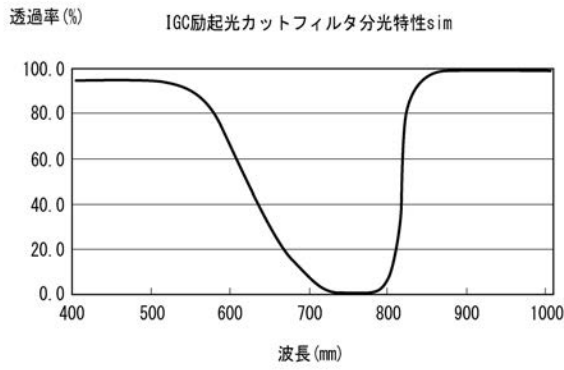
【 図 1 6 】



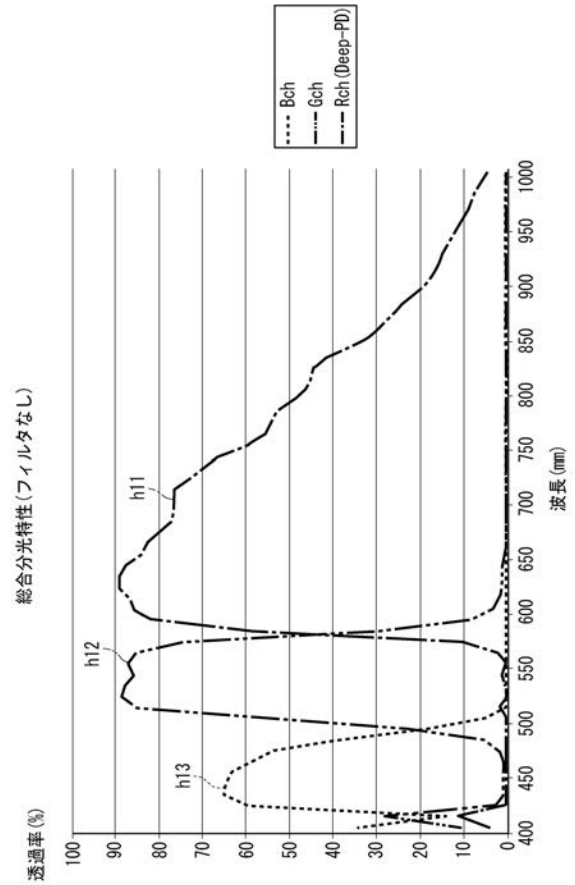
【 図 1 7 】



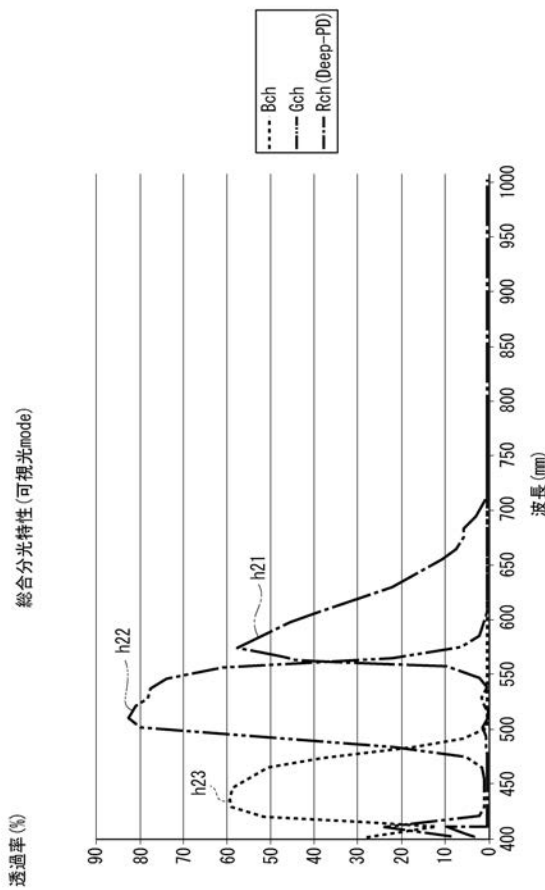
【 図 1 8 】



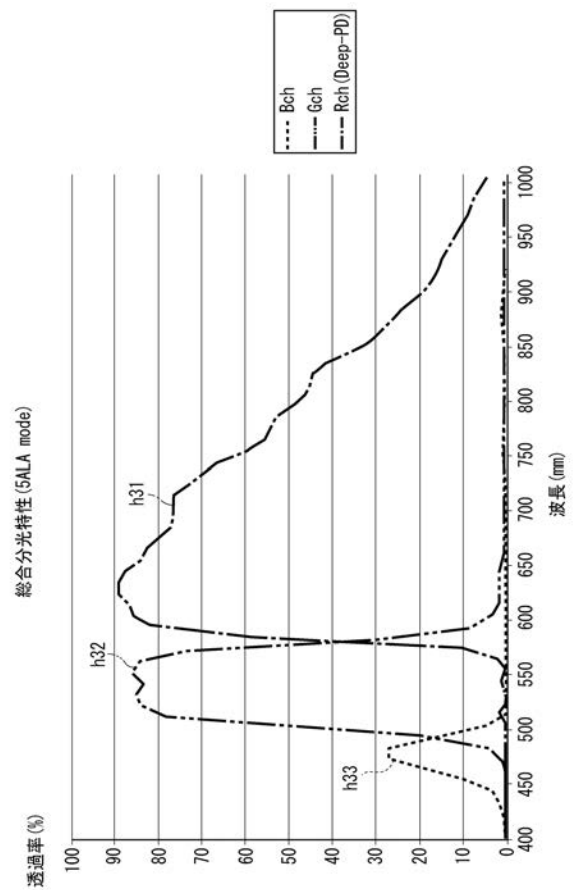
【 図 1 9 】



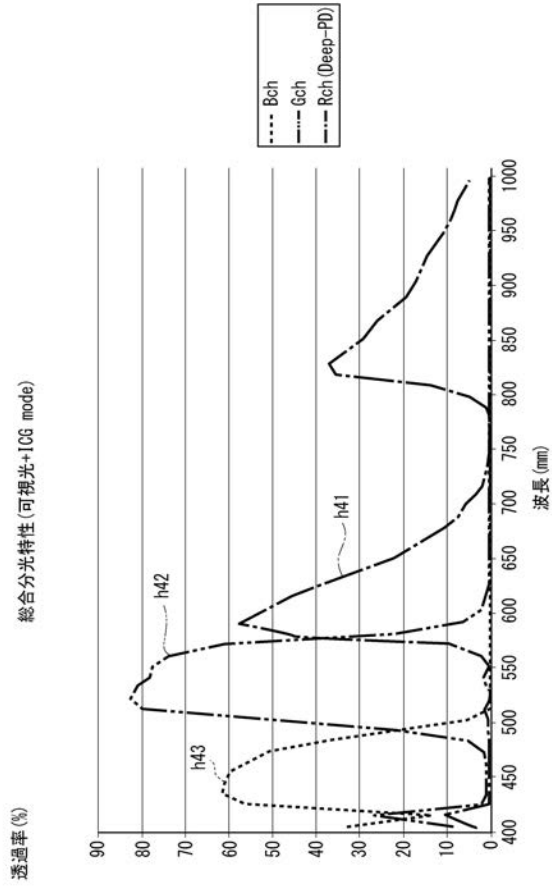
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA27 CA28 DA02 DA21 GA01 GA05 GA11
4C161 BB02 CC03 CC06 DD01 FF03 FF47 LL08 NN01 PP11 RR04
RR14 RR17

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019047977A	公开(公告)日	2019-03-28
申请号	JP2017174388	申请日	2017-09-11
申请(专利权)人(译)	松下IP管理有限公司		
[标]发明人	東山誠司 竹永祐一 片平晴康		
发明人	東山 誠司 竹永 祐一 片平 晴康		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.730 A61B1/00.511 A61B1/04.530 G02B23/24.B G02B23/26.D		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/CA28 2H040/DA02 2H040/DA21 2H040/GA01 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF03 4C161/FF47 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在内窥镜诊断中基于不必要光的成像来抑制捕获图像的图像质量劣化。内窥镜包括用于接收来自待观察区域的光的开口，以及多个滤光器，以及滤光器单元，其使用任何滤光器选择性地透射穿过开口的光。并且一种分色棱镜，包括多个分离棱镜，用于将通过滤光器部分的光分离成不同颜色分量的光，并且对应于每个分离棱镜提供不同的颜色并由每个分离棱镜分开基于分量光拾取图像的多个图像传感器，输出通过利用每个图像传感器成像获得的图像信号的信号输出单元，以及通过多个滤波器中的任何一个穿过开口的光并且滤波器布置部分布置成能够入射。 [选图]图4

