

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6461411号
(P6461411)

(45) 発行日 平成31年1月30日(2019.1.30)

(24) 登録日 平成31年1月11日(2019.1.11)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 2
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1
	A 6 1 B 1/045 6 1 0

請求項の数 8 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2018-133458 (P2018-133458)
 (22) 出願日 平成30年7月13日(2018.7.13)
 審査請求日 平成30年7月23日(2018.7.23)

(出願人による申告)平成29年度、国立研究開発法人
 日本医療研究開発機構、「未来医療を実現する先端医療
 機器・システムの研究開発／先端医療機器の開発／高い
 安全性と更なる低侵襲化及び高難度治療を可能にする軟
 性内視鏡手術システムの研究開発」委託研究、産業技術
 力強化法第19条の適用を受ける特許出願

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 110002000
 特許業務法人栄光特許事務所
 (72) 発明者 緒形 茂樹
 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 白井 直実
 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ
 ソニック株式会社内

審査官 磯野 光司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に照射する可視光の波長帯域より長波長を有するIR光である励起光をカットし
 かつ前記励起光に基づいて発生する前記励起光より長波長を有する蛍光を通過させる励起
 光カットフィルタを有し、前記励起光カットフィルタを通過した光に基づく撮像を行う第
 1撮像部と、

前記励起光および前記蛍光をカットする非可視光カットフィルタを有し、前記非可視光
 カットフィルタを通過した光に基づく撮像を行う第2撮像部と、

前記第1撮像部が撮像した第1撮像画像と前記第2撮像部が撮像した第2撮像画像とに
 基づいて、前記被検体の立体画像を生成する画像処理部と、

前記第1撮像画像に対して第1画像処理を施し、前記第1画像処理が施された第1出力
 画像を出力する第1画像処理部と、

前記第2撮像画像に対して第2画像処理を施し、前記第2画像処理が施された第2出力
 画像を出力する第2画像処理部と、

前記第1出力画像をモニタに出力する第1出力処理部と、

前記第2出力画像を前記モニタに出力する第2出力処理部と、を備え、

前記第2画像処理部は、前記第2撮像画像の画素ごとの色成分を示す色成分情報を取得
 し、

前記第1画像処理部は、前記第2画像処理部によって取得された前記色成分情報を用い
 て、前記第1撮像画像のうち可視光に基づく画像の色成分を補正する、

10

20

内視鏡システム。

【請求項 2】

可視光を照射する可視光源と、

前記励起光を前記被検体に照射する励起光源と、をさらに備え、

前記可視光源および前記励起光源の一方は連続的に照射し、前記可視光源および前記励起光源の他方は間欠的に照射し、

前記第 1 撮像部は、間欠的に照射される前記他方の光の非照射期間と同期して、前記励起光カットフィルタを通過した光に基づいて撮像された前記第 1 撮像画像を読み出して出力し、

前記第 2 撮像部は、間欠的に照射される前記他方の光の非照射期間と同期して、前記被検体からの光に基づいて撮像された前記第 2 撮像画像を読み出して出力する、

10

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記励起光に基づいて前記蛍光を発生する蛍光薬剤が前記被検体に予め投与される、

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記蛍光薬剤は、ICG（インドシアニンググリーン）である、

請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 2 撮像部は、前記励起光をカットし、かつ前記励起光に基づいて発生する蛍光を通過させる励起光カットフィルタをさらに有する、

20

請求項 1 ～ 4 のうちいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 2 画像処理部は、前記第 2 画像処理のタイミングと前記第 1 画像処理のタイミングとの同期を制御するための同期制御信号に基づいて、前記第 1 画像処理部との間の同期を制御する、

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 2 画像処理部は、前記第 1 撮像画像のうち蛍光に基づく蛍光画像を前記第 1 画像処理部によって取得し、前記第 2 撮像画像に、前記蛍光画像の蛍光発光部分を重畳した第 2 重畳画像を生成して前記第 2 出力画像として前記第 2 出力処理部に送り、

30

前記第 1 画像処理部は、前記第 1 撮像画像のうち前記色成分が補正された後の可視光画像に前記蛍光発光部分を重畳した第 1 重畳画像を生成して前記第 1 出力画像として前記第 1 出力処理部に送る、

請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 出力処理部は、前記第 1 出力画像に対し、前記第 2 出力画像との間で所定の視差を形成して前記モニタに出力し、

前記第 2 出力処理部は、前記第 2 出力画像に対し、前記第 1 出力画像との間で前記所定の視差を形成して前記モニタに出力する、

40

請求項 1 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、被検体からの光に基づく撮像により被検体の立体画像を生成する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、第 1 の受光部および第 2 の受光部を内視鏡に設け、白色光による通常のカラー画像とともに、カラー画像とは異なる蛍光観察用画像等の他の画像を取得する内

50

視鏡システムが開示されている。この内視鏡システムでは、第1の受光部は、第1の光学系を介して入射した光を受光して体腔内のカラー画像を撮像する。一方で、第2の受光部は、所定波長帯の光のみを透過する分光フィルタを有し、所定波長帯の蛍光に対応する蛍光観察用画像をモノクロ画像として撮像する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第5245022号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

特許文献1によれば、第1の受光部および第2の受光部のうち一方がカラー画像を撮像し、他方が蛍光観察画像を生成することは可能である。しかし、特許文献1では、特性（例えば、波長帯域）がそれぞれ異なる撮像光に基づく撮像により得られたカラー画像および蛍光観察画像を用いて、立体画像を生成することは考慮されていない。

【0005】

ここで、蛍光観察画像内視鏡を用いた検査あるいは手術等において、カラー画像は患者等の被検体の患部を含む周囲の全体的な様子を確認可能とする役割を有し、一方、蛍光観察画像は蛍光薬剤が事前に投与されて集積した患部の詳細な様子を確認可能とする役割を有する。特許文献1において、撮像面を構成する画素（例えば、赤（R）- 緑（G）- 青（B）- 緑（G）のベイヤ配列された色フィルタ）は、それぞれ可視光より長波長側の近赤外光（IR光）の感度を有する。このため、例えば、蛍光を発光させるためのIR帯の励起光の光量に反応して、撮像されたカラー画像の色味成分に、それぞれの色フィルタの感度差に応じた色味成分が余分に加算され、高精度なカラー画像の撮像が困難となっていた。

20

【0006】

このように、役割の異なるカラー画像と蛍光観察画像とを用いて、患部等の詳細が分かる立体画像を生成することは、特許文献1のような従来技術では容易には行えないという課題があった。

【0007】

30

本開示は、上述した従来の状況に鑑みて案出され、可視光とIR励起光に基づく蛍光とを同時撮像して患部の詳細が判明可能な高画質の立体画像を出力して医者等の患部の状態把握を支援する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】

【0008】

本開示は、被写体に照射する可視光の波長帯域より長波長を有するIR光である励起光をカットしつつ前記励起光に基づいて発生する前記励起光より長波長を有する蛍光を通過させる励起光カットフィルタを有し、前記励起光カットフィルタを通過した光に基づく撮像を行う第1撮像部と、前記励起光および前記蛍光をカットする非可視光カットフィルタを有し、前記非可視光フィルタを通過した光に基づく撮像を行う第2撮像部と、前記第1撮像部が撮像した第1撮像画像と前記第2撮像部が撮像した第2撮像画像とに基づいて、前記被写体の立体画像を生成する画像処理部と、前記第1撮像画像に対して第1画像処理を施し、前記第1画像処理が施された第1出力画像を出力する第1画像処理部と、前記第2撮像画像に対して第2画像処理を施し、前記第2画像処理が施された第2出力画像を出力する第2画像処理部と、前記第1出力画像をモニタに出力する第1出力処理部と、前記第2出力画像を前記モニタに出力する第2出力処理部と、を備え、前記第2画像処理部は、前記第2撮像画像の画素ごとの色成分を示す色成分情報を取得し、前記第1画像処理部は、前記第2画像処理部によって取得された前記色成分情報を用いて、前記第1撮像画像のうち可視光に基づく画像の色成分を補正する、内視鏡システムを提供する。

40

【発明の効果】

50

【 0 0 0 9 】

本開示によれば、可視光とI R励起光に基づく蛍光とを同時撮像して患部の詳細が判明可能な高画質の立体画像を出力でき、医者等の患部の状態把握を支援できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図1】実施の形態1に係る内視鏡システムの概要の一例を示す図

【図2】スコープの先端の外観を示す斜視図

【図3】スコープの先端の外観を示す正面図

【図4】スコープ内に配置される右眼撮像部の構成を示す断面図

【図5】スコープ内に配置される左眼撮像部の構成を示す断面図

【図6】イメージセンサの構造を説明する模式図

【図7】バンドカットフィルタの特性を示すグラフ

【図8】I Rカットフィルタの特性を示すグラフ

【図9】イメージセンサの感度を示すグラフ

【図10】ビデオプロセッサの構成例を示すブロック図

【図11】画像処理制御部のハードウェア構成を示す図

【図12】観察対象に照射される光および観察対象からの反射光を説明する図

【図13】白色光およびI R励起光の点灯制御を示すタイミングチャート

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

(本開示に係る実施の形態に至る経緯の一例の説明)

電子内視鏡システムに関する先行技術として、例えば特許第5435916号公報が知られている。この特許第5435916号公報では、電子内視鏡システムは、第1撮像モードでは、1フレーム期間(例えば1/30秒間)を単位として通常光と特殊光とを交互に切り替え、撮像領域内の全ての画素から撮像信号を読み出さずに半数の画素からのみ撮像信号を読み出すことで、1フレーム期間ごとに通常光画像と特殊光画像とを交互に取得する。また、電子内視鏡システムは、第2撮像モードでは、2フレーム期間を単位として通常光と特殊光とを交互に切り替え、撮像領域内の全ての画素から撮像信号を読み出して2フレーム期間ごとに通常光画像と特殊光画像とを交互に取得する。

【 0 0 1 2 】

しかし、上述した特許第5435916号公報では、第1撮像モードおよび第2撮像モードのいずれにおいても通常光および特殊光(例えばI R励起光)の照射を短い時間(例えば、1/30秒、1/60秒)ごとに時分割に交互に切り替えられるので、照射の制御が煩雑となり汎用性に欠けるという課題があった。また、1つのCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)センサを用いて、第1撮像モードでは1フレーム期間ごと、第2撮像モードでは2フレーム期間ごとにそれぞれ通常光画像、特殊光画像を撮像しているので、実質的に同時(言い換えると、CMOSセンサの露光期間)に通常光の撮像と特殊光の撮像とを行えていないという課題があった。

【 0 0 1 3 】

そこで、上述した特許第5435916号公報に対し、可視光およびI R励起光のそれぞれの照射の制御を簡易化して汎用性を向上し、可視光とI R励起光に基づく蛍光とを同時撮像して患部の詳細が判明可能な高画質撮像画像を出力して医者等の患部の状態把握を支援する内視鏡および内視鏡システムの提供が求められるところである。

【 0 0 1 4 】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示に係る内視鏡システムを具体的に開示した実施の形態を詳細に説明する。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、添付図面および以下の説明は、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

10

20

30

40

50

図されていない。

【 0 0 1 5 】

図 1 は、実施の形態 1 における内視鏡システム 5 の概要の一例を示す図である。以下の説明において、「上」、「下」、「前」、「後」は、図 1 に示すそれぞれの方向に従う。例えば、水平面に置かれたビデオプロセッサ 3 0 の上方向、下方向をそれぞれ「上」、「下」と称し、内視鏡 1 0 が観察対象を撮像する側を「前」と称し、内視鏡 1 0 がビデオプロセッサ 3 0 に接続される側を「後」と称する。また、内視鏡 1 0 の挿入方向先端から前方を向き、右手側が「右」に対応し、左手側が「左」に対応する。

【 0 0 1 6 】

内視鏡システム 5 は、内視鏡 1 0 と、ビデオプロセッサ 3 0 と、モニタ 4 0 とを含む構成である。内視鏡 1 0 は、例えば医療用の軟性鏡である。ビデオプロセッサ 3 0 は、被検体内の観察対象（例えば、血管、皮膚、人体内部の臓器壁等）に挿入された内視鏡 1 0 により撮像されて得られた撮像画像（例えば、静止画もしくは動画）に対して所定の画像処理を施して 3 D モニタ 4 0 に出力する。3 D モニタ 4 0 は、ビデオプロセッサ 3 0 から出力された、画像処理後の左右の視差を有する撮像画像（例えば、後述する R G B (Red Green Blue) 画像に、I R (Infrared Ray) 帯で蛍光発光した蛍光画像中の蛍光部分を R G B 画像中の対応箇所（つまり、画像中の座標）に重畳した合成画像）を入力して立体的（3 D）に表示する。なお、3 D モニタ 4 0 は、ビデオプロセッサ 3 0 から画像処理後の合成画像（上述参照）を一方のみ入力した場合には、その合成画像を 2 D 表示してよい。画像処理は、例えば、色調補正、階調補正およびゲイン調整の各処理が該当するが、これらの処理に限定されない。

【 0 0 1 7 】

内視鏡 1 0 は、例えば人体である被検体内に挿入され、観察対象の 3 D 映像を撮像することができる。内視鏡 1 0 は、3 D 映像を構成する一方の映像（例えば、右眼用映像）を撮像するための右眼撮像部 2 1 R（第 1 撮像部の一例）と、3 D 映像を構成する他方の映像（例えば、左眼用映像）を撮像するための左眼撮像部 2 1 L（第 2 撮像部の一例）とを有する。

【 0 0 1 8 】

具体的には、内視鏡 1 0 は、挿入先端部を構成して観察対象の内部に挿入されるスコープ 1 3 と、スコープ 1 3 の後端部が接続されるプラグ部 1 6 とを含む。スコープ 1 3 は、比較的長い可撓性を有する軟性部 1 1 と、軟性部 1 1 の先端に設けられた剛性を有する硬性部 1 2 とを含む。スコープ 1 3 の構造については後述する。

【 0 0 1 9 】

ビデオプロセッサ 3 0 は、筐体 3 0 z を有し、内視鏡 1 0 により撮像された画像に対して画像処理を施し、画像処理後の画像を表示データとして 3 D モニタ 4 0 に出力する。筐体 3 0 z の前面には、プラグ部 1 6 の基端部 1 6 z が挿入されるソケット部 3 0 y が配置される。プラグ部 1 6 の基端部 1 6 z がソケット部 3 0 y に挿入され、内視鏡 1 0 とビデオプロセッサ 3 0 とが電氣的に接続されることで、内視鏡 1 0 とビデオプロセッサ 3 0 との間で電力および各種のデータもしくは情報（例えば、撮像された映像のデータもしくは各種の制御情報）の送受信が可能となる。これらの電力および各種のデータもしくは情報は、スコープ 1 3 の内部に挿通された伝送ケーブル（図示略）を介して、プラグ部 1 6 から軟性部 1 1 側に伝送される。また、硬性部 1 2 の内側に設けられたイメージセンサ 2 2 から出力される撮像画像のデータは、伝送ケーブルを介して、プラグ部 1 6 からビデオプロセッサ 3 0 に伝送される。また、軟性部 1 1 は、内視鏡 1 0 の操作部（図示略）への入力操作に応じて、可動（例えば屈曲）する。内視鏡 1 0 の操作部（図示略）は、例えばビデオプロセッサ 3 0 に近い内視鏡 1 0 の基端側に配置される。

【 0 0 2 0 】

ビデオプロセッサ 3 0 は、伝送ケーブルを介して伝送された画像のデータに対し、所定の画像処理（上述参照）を施し、画像処理後の画像のデータを表示データとして生成変換して、3 D モニタ 4 0 に出力する。

【 0 0 2 1 】

3 D モニタ 4 0 は、例えば、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode Ray Tube) もしくは有機 E L (Electroluminescence) 等の表示デバイスを用いて構成される。3 D モニタ 4 0 は、ビデオプロセッサ 3 0 により画像処理が施された後の画像（つまり、内視鏡 1 0 によって撮像された観察対象の画像）のデータを表示する。3 D モニタ 4 0 に表示された画像は、例えば内視鏡を用いた手術中に医者等によって視認される。実施の形態 1 では、3 D モニタ 4 0 は、上述したように、観察対象が撮像された画像を 3 D 映像で表示可能である。

【 0 0 2 2 】

図 2 は、スコープ 1 3 の先端 1 3 z の外観を示す斜視図である。図 3 は、スコープ 1 3 の先端 1 3 z の外観を示す正面図である。スコープ 1 3 の先端 1 3 z には、右眼用撮像窓 4 1 R、左眼用撮像窓 4 1 L、右眼用白色光照射窓 4 3 R、左眼用白色光照射窓 4 3 L、右眼用励起光照射窓 4 5 R、および左眼用励起光照射窓 4 5 L が配置される。なお、右眼用白色光照射窓 4 3 R および左眼用白色光照射窓 4 3 L と、右眼用励起光照射窓 4 5 R および左眼用励起光照射窓 4 5 L とは互いに上下で入れ替わるようにそれぞれ配置されてもよい。

【 0 0 2 3 】

右眼用白色光照射窓 4 3 R、左眼用白色光照射窓 4 3 L には、観察対象を白色光（つまり、通常の R G B (Red Green Blue) の可視光）で照射するための白色光照明部 2 3 R、2 3 L（図 4、図 5 参照）がそれぞれ当接するように配置される。白色光照明部 2 3 R、2 3 L には、それぞれ光ファイバ 2 3 1 R、2 3 1 L によって基端側の可視光源 5 2 から照射された白色光が導光される。なお、基端側に可視光源 5 2（図 1 0 参照）が配置されず、例えば白色光照明部 2 3 R、2 3 L 内に白色光を照射可能な白色 L E D（図示略）がそれぞれ直接に配置されてもよい。この場合、それぞれの白色 L E D から照射された白色光が白色光照明部 2 3 R、2 3 L を介して右眼用白色光照射窓 4 3 R、左眼用白色光照射窓 4 3 L から観察対象に照射される。

【 0 0 2 4 】

右眼用励起光照射窓 4 5 R、左眼用励起光照射窓 4 5 L には、観察対象を I R 帯の励起光（以下、「I R 励起光」という）で照射するための励起光照明部 2 5 R、2 5 L（図 4、図 5 参照）がそれぞれ当接する。励起光照明部 2 5 R、2 5 L には、それぞれ光ファイバ 2 5 1 R、2 5 1 L によって基端側の I R 励起光源 5 3 から照射された I R 励起光が導光される。なお、基端側に I R 励起光源 5 3（図 1 0 参照）が配置されず、例えば励起光照明部 2 5 R、2 5 L 内に I R 帯の励起光を照射可能な I R - L E D（図示略）がそれぞれ直接に配置されてもよい。この場合、それぞれの I R - L E D から照射された I R 帯の励起光が励起光照明部 2 5 R、2 5 L を介して右眼用励起光照射窓 4 5 R、左眼用励起光照射窓 4 5 L から観察対象に照射される。

【 0 0 2 5 】

ここで、I R 励起光は、人体である被検体に投与されて患部に集積した I C G（インドシアニングリーン）等の蛍光薬剤を照射することでその蛍光薬剤を励起させて蛍光を発光させる役割を有する。I R 励起光は、例えば 6 9 0 n m ~ 8 2 0 n m 程度の波長帯域を有する近赤外光である。右眼用撮像窓 4 1 R の裏側（つまり、背面側）には、観察対象を撮像するための右眼撮像部 2 1 R（図 4 参照）が配置される。同様に、左眼用撮像窓 4 1 L の裏側（つまり、背面側）には、観察対象を撮像するための左眼撮像部 2 1 L（図 5 参照）が配置される。なお、図 3 には、右眼撮像部 2 1 R および左眼撮像部 2 1 L のうち、例えば右眼撮像部 2 1 R 側に配置される I R カットフィルタ 2 8（図 4 参照）の位置を表す矩形の点線枠 2 8 z が示される。

【 0 0 2 6 】

図 4 は、スコープ 1 3 内に配置される右眼撮像部 2 1 R の構成を示す断面図である。右眼撮像部 2 1 R では、観察対象側（つまり、対物側）から順に光軸に沿って、負レンズ 2 1 1 R、I R カットフィルタ 2 8、対物カバーガラス 2 1 2 R、バンドカットフィルタ 2

10

20

30

40

50

9 R、第1レンズ2 1 3 R、スペーサ2 1 4 R、第2レンズ2 1 5 R、第3レンズ2 1 6 R、および第4レンズ2 1 7 Rが配置される。

【0027】

I Rカットフィルタ2 8は、右眼撮像部2 1 Rに入射するI R帯（つまり、波長700 nm以上の波長帯域）の光の透過をカット（遮断）する。つまり、I Rカットフィルタ2 8は、第4レンズ2 1 7 Rよりも後段側（つまり、後側）に配置されるイメージセンサ2 2 RにI R帯の光を結像させず、透過する波長700 nm未満の波長帯域の白色光（つまり、可視光）をイメージセンサ2 2 Rに結像させる（図8参照）。

【0028】

バンドカットフィルタ2 9 Rは、例えば、被検体に投与されるICG（インドシアニングリーン）等の蛍光薬剤を励起させて蛍光発光させるためのI R励起光の波長帯域を含む波長700 nm～830 nmの光の透過をカット（遮断）する（図7参照）。バンドカットフィルタ2 9 Rは、例えば蒸着により対物カバーガラス2 1 2 Rの裏面（背面側）に形成される。

【0029】

負レンズ2 1 1 R、第1レンズ2 1 3 R、第2レンズ2 1 5 R、第3レンズ2 1 6 R、および第4レンズ2 1 7 Rは、レンズ群RGを形成し、観察対象からの光（例えば、患部等で反射した白色光、患部等の蛍光薬剤の蛍光発光により生じた蛍光）を集光し、イメージセンサ2 2 Rの撮像面に結像させる。スペーサ2 1 4 Rは、第1レンズ2 1 3 Rと第2レンズ2 1 5 Rの間に介在して配置され、これらの位置を安定させる。対物カバーガラス2 1 2 Rは、レンズ群RGを外部から保護する。リアホルダ2 2 5 Rは、レンズ群RGを安定的に保持する。

【0030】

また、右眼撮像部2 1 Rでは、連結部材2 2 1 Rを介してレンズ群RGに接続される、センサカバーガラス2 1 8 R、イメージセンサ2 2 Rおよびセンサ基板2 1 9 Rが配置される。

【0031】

連結部材2 2 1 Rは、レンズ群RGをセンサカバーガラス2 1 8 Rに密着させる。センサカバーガラス2 1 8 Rは、イメージセンサ2 2 Rの撮像面に配置され、撮像面を保護する。イメージセンサ2 2 Rは、例えばI R光、赤色光、青色光および緑色光を同時に受光可能な単板式の固体撮像素子である。イメージセンサ2 2 Rの構造については後述する（図6参照）。センサ基板2 1 9 Rには、イメージセンサ2 2 Rが動作可能に実装される。

【0032】

また、スコープ1 3内において、右眼撮像部2 1 Rの上方には、白色光を白色光照明部2 3 Rに導光する光ファイバ2 3 1 Rが配置される。右眼撮像部2 1 Rの下方には、I R励起光を励起光照明部2 5 Rに導光するための光ファイバ2 5 1 Rが配置される。

【0033】

図5は、スコープ1 3内に配置される左眼撮像部2 1 Lの構成を示す断面図である。左眼撮像部2 1 Lは、I Rカットフィルタ2 8を有しない点を除き、右眼撮像部2 1 Rと同一の構成を有する。即ち、左眼撮像部2 1 Lでは、観察対象側（つまり、対物側）から光軸に沿って、負レンズ2 1 1 L、対物カバーガラス2 1 2 L、バンドカットフィルタ2 9 L、第1レンズ2 1 3 L、スペーサ2 1 4 L、第2レンズ2 1 5 L、第3レンズ2 1 6 L、および第4レンズ2 1 7 Lが配置される。

【0034】

バンドカットフィルタ2 9 Lは、例えば、被検体に投与されるICG（インドシアニングリーン）等の蛍光薬剤を励起させて蛍光を発光させるためのI R励起光の波長帯域を含む波長700 nm～830 nmのI R励起光の透過をカット（遮断）する（図7参照）。バンドカットフィルタ2 9 Lは、例えば蒸着により対物カバーガラス2 1 2 Lの裏面（背面側）に形成される。

【0035】

10

20

30

40

50

負レンズ 2 1 1 L、第 1 レンズ 2 1 3 L、第 2 レンズ 2 1 5 L、第 3 レンズ 2 1 6 L、および第 4 レンズ 2 1 7 L は、レンズ群 L G を形成し、観察対象からの光（例えば、患部等で反射した白色光、患部等の蛍光薬剤の蛍光発光により生じた蛍光）を集光し、イメージセンサ 2 2 L の撮像面に結像させる。スペーサ 2 1 4 L は、第 1 レンズ 2 1 3 L と第 2 レンズ 2 1 5 L の間に介在して配置され、これらの位置を安定させる。対物カバーガラス 2 1 2 L は、レンズ群 L G を外部から保護する。リアホルダ 2 2 5 L は、レンズ群 L G を安定的に保持する。

【 0 0 3 6 】

また、左眼撮像部 2 1 L では、連結部材 2 2 1 L を介してレンズ群 L G に接続される、センサカバーガラス 2 1 8 L、イメージセンサ 2 2 L およびセンサ基板 2 1 9 L が配置される。

10

【 0 0 3 7 】

連結部材 2 2 1 L は、レンズ群 L G をセンサカバーガラス 2 1 8 L に密着させる。センサカバーガラス 2 1 8 L は、イメージセンサ 2 2 L の撮像面に配置され、撮像面を保護する。イメージセンサ 2 2 L は、例えば I R 光、赤色光、青色光および緑色光を同時に受光可能な単板式の固体撮像素子である。イメージセンサ 2 2 L の構造については後述する（図 6 参照）。センサ基板 2 1 9 L には、イメージセンサ 2 2 L が動作可能に実装される。

【 0 0 3 8 】

また、スコープ 1 3 内において、左眼撮像部 2 1 L の上方には、白色光を白色光照明部 2 3 L に導光する光ファイバ 2 3 1 L が配置される。右眼撮像部 2 1 R の下方には、I R 励起光を励起光照明部 2 5 L に導光するための光ファイバ 2 5 1 L が配置される。

20

【 0 0 3 9 】

なお、図 4、図 5 では、バンドカットフィルタ 2 9 R、2 9 L は、それぞれ対物カバーガラス 2 1 2 R、2 1 2 L の裏面に形成されるが、センサカバーガラス 2 1 8 R、2 1 8 L の前面に形成されてもよい。また、イメージセンサ 2 2 R、2 2 L を特に区別しない場合、単にイメージセンサ 2 2 と称する。

【 0 0 4 0 】

図 6 は、イメージセンサ 2 2 の構造を説明する模式図である。イメージセンサ 2 2 の前面には、I R、赤色（R）、青色（B）および緑色（G）の波長の光をそれぞれ透過させる色フィルタ 2 2 z がベイヤ配列で配置される。図 6 では、蛍光を透過させるための色フィルタが設けられた画素を便宜的に「I R / G」と示している。「I R / G」は、I R 光を受光可能な画素として、I R 光だけを透過させる色フィルタが設けられた専用の I R 画素、または I R 帯に感度を有する緑色用画素を用いてもよいことを表す。つまり、緑色用画素は、I R 光の波長域においても、十分に撮像可能な感度を有する（図 9 参照）。なお、青色用画素あるいは赤色用画素においても、I R 光の波長域で撮像可能な感度を有するので、これらの画素（つまり、青色用画素あるいは赤色用画素）を I R 光の検出用画素として使用してもよい。

30

【 0 0 4 1 】

イメージセンサ 2 2 は、例えば、C C D（Charged Coupled Device）、C M O S（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等の固体撮像素子である。イメージセンサ 2 2 は、矩形に成形され、単板式カメラとして、I R 光、赤色光、青色光および緑色光を同時に受光可能である。

40

【 0 0 4 2 】

図 7 は、バンドカットフィルタ 2 9 R、2 9 L の特性を示すグラフである。縦軸は透過率（％）を表し、横軸は波長（nm）を表す。バンドカットフィルタ 2 9 R、2 9 L は、白色光の波長帯域である波長 7 0 0 nm 未満の光（つまり、可視光）を透過する。バンドカットフィルタ 2 9 R、2 9 L は、被検体に投与される I C G（インドシアニングリーン）等の蛍光薬剤を励起させて蛍光を発光させるための I R 励起光の波長帯域を含む 7 0 0 nm ~ 8 5 0 nm の帯域の I R 光の透過をカット（遮断）し、上述した蛍光薬剤の蛍光発光により生じた蛍光の波長帯域を含む 8 6 0 nm 以上の I R 光を透過する。

50

【 0 0 4 3 】

励起光は、I Rの波長帯域（つまり、例えば690 nm～820 nm程度の波長帯域）に限定されない。例えば、被検体（つまり、人体）の皮膚内には自家蛍光する特徴を有する蛍光物質が含有されており、この蛍光物質を励起させて自家蛍光させる場合、励起光は、例えば380 nm～450 nmの波長帯域を有する紫外線でもよい。正常（健常）な皮膚であれば、励起光（上述した紫外線等）により励起されて発生した自家蛍光の光量は強いが、皮膚に腫瘍等の病変部が発生している場合には自家蛍光の光量が弱い。つまり、内視鏡システム5は、励起光として紫外線を使用し、自家蛍光の光量（具体的には、励起光の強度（光量）に対する自家蛍光の光量の比率）に基づいて、皮膚における病変部の有無が判別可能となる。

10

【 0 0 4 4 】

右眼撮像部21 Rおよび左眼撮像部21 Lのいずれにも、それぞれバンドカットフィルタ29 R, 29 Lが配置される。バンドカットフィルタ29 R, 29 Lは、それぞれ励起光照明部25 R, 25 Lから照射され、観察対象（例えば、被検体内の患部）で一部反射した反射I R励起光（例えば波長690 nm～820 nmの光）の透過をカット（遮断）する。また、バンドカットフィルタ29 R, 29 Lは、それぞれICG等の蛍光薬剤が投与されて集積された観察対象でその蛍光薬剤が蛍光発光した蛍光（例えば波長860 nm～900 nmの光）を透過させる。イメージセンサ22 Lは、蛍光を受光し、I R蛍光画像を生成する。

【 0 0 4 5 】

図8は、I Rカットフィルタ28の特性を示すグラフである。縦軸は透過率（％）を表し、横軸は波長（nm）を表す。図8に示されるように、I Rカットフィルタ28は、波長700 nm未満の可視光を透過し、波長700 nm以上のI R光の透過を全てカット（遮断）する。右眼撮像部21 Rでは、対物カバーガラス212 Rの表面にI Rカットフィルタ28が配置される。なお、I Rカットフィルタ28は、右眼撮像部21 Rでなく、左眼撮像部21 Lの対物カバーガラス212 Lの表面に配されてもよい。I Rカットフィルタ28によってI R光が全てカットされるので、イメージセンサ22 Rは、I R蛍光画像を生成しない。また、イメージセンサ22 Rは、I Rカットフィルタ28を通過した白色光だけを受光してI R光を受光しないので、I R帯の画素成分を有しない鮮明なRGB画像を生成することができる。

20

30

【 0 0 4 6 】

図9は、イメージセンサ22の感度を示すグラフである。縦軸は感度を示し、横軸は波長（nm）を示す。イメージセンサ22を構成する画素のうち、R, G, B画素は、白色光（R, G, Bの光）に対してそれぞれ大きな感度を有し、また、I R光の波長帯域に対しても撮像に適する十分な感度を有する。一方、I R画素は、I R光に対して大きな感度を有する。従って、イメージセンサ22は、白色光の波長域において大きな感度を有し、また、I R蛍光の波長域においても大きな感度を有する。

【 0 0 4 7 】

左眼撮像部21 Lでは、バンドカットフィルタ29 Lが配置されるが、I Rカットフィルタ28は配置されない。イメージセンサ22 Lに白色光および蛍光が入射すると、イメージセンサ22 Lは、白色光によるRGB画像を生成するとともに、830 nm以上の波長域でI R蛍光画像を生成する。従って、イメージセンサ22 Lは、図9に示される蛍光撮像領域の波長帯域における赤（R）, 緑（G）, 青（B）の感度の差（ $R > G > B$ ）により、多少赤みがかったRGB画像を生成することになる。言い換えると、イメージセンサ22 Lにより生成されたRGB画像は、部分的にI R帯の画素成分を有したものとなり、イメージセンサ22 Rのように鮮明なRGB画像を生成できない。言い換えると、イメージセンサ22 R, 22 Lによりそれぞれ生成されたRGB画像の色調が異なってしまう。

40

【 0 0 4 8 】

そこで、実施の形態1に係る内視鏡システム5は、上述した色調が異なるRGB画像の

50

色成分をそれぞれ抽出してI R帯の画素成分が含まれたR G B画像の部分の色調を、鮮明なR G B画像の部分の色調に補正（つまり、色調補正）する。この内視鏡システム5の構成について、図10を参照して説明する。

【0049】

図10は、ビデオプロセッサ30の構成例を示すブロック図である。ビデオプロセッサ30は、CPU31と、右眼用画像処理部30Rと、左眼用画像処理部30Lとを含む構成である。CPU31は、内視鏡システム5全体の各部の動作の制御を司るマスタCPUであり、ビデオプロセッサ30の各部の動作を全体的に統括するための制御処理、ビデオプロセッサ30の各部との間のデータの入出力処理、データの演算（計算）処理およびデータの記憶処理を行う。

10

【0050】

右眼用画像処理部30Rは、画像処理制御部32Rと、フレームメモリ33Rと、ビデオメモリ34Rと、ビデオコントローラ35Rとを有する。画像処理制御部32Rとビデオコントローラ35Rとは、CPU、DSP（Digital Signal Processor）あるいはFPGA（Field Programmable Gate Array）等のプロセッサを用いて構成される。

【0051】

画像処理制御部32Rは、イメージセンサ22Rで撮像された画像に対し、色調補正等の画像処理を行う。また、I Rカットフィルタ28によってI R光がカットされるので、イメージセンサ22Rは、I R蛍光画像を撮像せず、鮮明なR G B画像を撮像可能である。なお、画像処理制御部32Rは、左眼用のイメージセンサ22Lで撮像されたI R蛍光画像を取得し、このI R蛍光画像を用いて、右眼から見た場合の出力画像（例えば、イメージセンサ22Rで撮像された鮮明なR G B画像に、イメージセンサ22Lにより撮像されたI R蛍光画像中の蛍光発光部分を重畳した合成画像）を生成する。このとき、合成画像は、右眼用撮像窓41Rと左眼用撮像窓41Lとの位置を基に、所定の視差が形成されるように生成される。なお、合成画像は、視差が形成されずに生成されてもよく、この場合には、サイマル方式に従って3Dモニタ40において表示される際に、3Dモニタ40の処理として視差が形成される。

20

【0052】

画像処理制御部32Rは、同期制御部321Rおよび通信制御部322Rを有する。同期制御部321Rは、右眼用（例えばマスタ側）の画像処理制御部32Rと、左眼用（例えばスレーブ側）の画像処理制御部32Lとの間で処理のタイミングを同期させるための制御（いわゆる、同期制御）を行う。ここでは、I Rカットフィルタ28が配置される右眼撮像部21Rに対応する右眼用画像処理部30Rの画像処理制御部32Rがマスタと設定され、I Rカットフィルタ28が配置されない左眼撮像部21Lに対応する左眼用画像処理部30Lの画像処理制御部32Lがスレーブと設定される。

30

【0053】

同期制御部321Rは、画像を読み取るための同期制御信号をイメージセンサ22Rに出力する。また、同期制御部321Rは、左眼用（スレーブ側）の画像処理制御部32Lに対し、通信制御部322Rを介して、画像を読み取るための同期制御信号を送出する。同期制御部321Rには、ビデオプロセッサ30内またはビデオプロセッサ30外からのマスタ信号が入力される。マスタ信号は、上記画像を読み取るための同期制御信号を含む他、画像処理制御部32Rをマスタ側に設定するための信号を含む。この信号は、外部スイッチやモニタに表示されたメニュー等を用いて、ユーザ操作により生成される。なお、ユーザ操作により、画像処理制御部32Lをマスタ側に設定するための信号を生成してもよい。

40

【0054】

通信制御部322Rは、マスタ側の同期制御部321Rからの信号を、左眼用（スレーブ側）の通信制御部322Lに伝送する。また、通信制御部322Rは、通信制御部322Lとの間でコマンド、上述したI R蛍光画像のデータ、さらにR G Bの各色味成分データ（つまり、右眼撮像部21Rにより撮像されたI R帯がカットされたR G Bの各色味成

50

分を示すデータ)を送受信する。

【0055】

フレームメモリ33Rは、画像を一時的に記憶する半導体メモリであり、赤(R)、緑(G)、青(B)の各色味成分データおよびIR蛍光画像のデータを記憶するラインメモリとして使用される。ビデオメモリ34Rは、3Dモニタ40に出力可能な映像データ(上述した合成画像)を記憶するメモリである。ビデオコントローラ35Rは、ビデオメモリ34Rから読み出した映像データを3Dモニタ40の映像出力形式(例えば、NTSC(National Television System Committee)あるいはPAL(Phase Alternation Line)に適したデータに変換して出力する。

【0056】

同様に、左眼用画像処理部30Lは、画像処理制御部32Lと、フレームメモリ33Lと、ビデオメモリ34Lと、ビデオコントローラ35Lとを有する。画像処理制御部32Lとビデオコントローラ35Lとは、CPU、DSPあるいはFPGA等のプロセッサを用いて構成される。

【0057】

画像処理制御部32Lは、イメージセンサ22Lで撮像された画像に対し、色調補正等の画像処理を行う。画像処理制御部32Lは、画像処理制御部32Rから送られた鮮明なRGB画像(つまり、IRカットフィルタ28を透過した白色光に基づいて撮像されたRGB画像)とイメージセンサ22Lで撮像されたIR蛍光画像とを用いて、左眼から見た場合の出力画像(例えば、イメージセンサ22Rにより撮像された鮮明なRGB画像に、イメージセンサ22Lにより撮像されたIR蛍光画像中の蛍光発光部分を重畳した合成画像)を生成する。このとき、合成画像は、右眼用撮像窓41Rと左眼用撮像窓41Lとの位置を基に、所定の視差が形成されるように生成される。なお、合成画像は、視差が形成されずに生成されてもよく、この場合には、サイマル方式に従って3Dモニタ40において表示される際に、3Dモニタ40の処理として視差が形成される。

【0058】

画像処理制御部32Lは、同期制御部321Lおよび通信制御部322Lを有する。同期制御部321Lは、左眼用(例えばスレーブ側)の画像処理制御部32Lと、右眼用(例えばマスタ側)の画像処理制御部32Rとの間で処理のタイミングを同期させるための制御(いわゆる、同期制御)を行う。

【0059】

同期制御部321Lは、マスタ側の画像処理制御部32Rから伝送される同期制御信号に同期して、画像を読み取るための同期制御信号をイメージセンサ22Lに出力する。これにより、右眼用のイメージセンサ22Rで撮像される画像と、左眼用のイメージセンサ22Lで撮像される画像とを同じタイミングに揃えることができる。

【0060】

通信制御部322Lは、マスタ側の通信制御部322Rから伝送される同期制御信号を入力する。また、通信制御部322Lは、右眼用画像処理部30Rの通信制御部322Rとの間でコマンド、上述したIR蛍光画像のデータ、さらにRGBの各色味成分データ(つまり、右眼撮像部21Rにより撮像されたIR帯がカットされたRGBの各色味成分を示すデータ)を送受信する。

【0061】

フレームメモリ33Lは、画像を一時的に記憶する半導体メモリであり、赤(R)、緑(G)、青(B)の各色味成分データおよびIR蛍光画像のデータを記憶するラインメモリとして使用される。ビデオメモリ34Lは、3Dモニタ40に出力可能な映像データ(上述した合成画像)を記憶するメモリである。ビデオコントローラ35Lは、ビデオメモリ34Lから読み出した映像データを3Dモニタ40の映像出力形式(例えば、NTSCあるいはPAL)に適した映像データに変換して出力する。

【0062】

3Dモニタ40は、ビデオコントローラ35Rから出力された合成画像(つまり、出力

10

20

30

40

50

映像)のデータと、ビデオコントローラ35Lから出力された合成画像(つまり、出力映像)のデータとを入力し、入力された双方の合成画像を3D映像として表示する。なお、モニタ40は、これらの映像データのいずれか一方のみを入力した場合には、その一方の映像データを2D映像として表示してよい。

【0063】

ビデオプロセッサ30は、駆動回路51と、可視光源52と、IR励起光源53とを含む構成である。駆動回路51は、CPU31から供給される制御信号sgに従って制御される。

【0064】

駆動回路51は、可視光源52を駆動し、可視光(例えば白色光)を一定の間隔で間欠的にパルス発光させる(図13参照)。可視光源52は、可視光画像を撮像するタイミングで、可視光を観察対象に向けて間欠的に照射する。撮像期間は、観察対象を内視鏡10で撮像する期間である(図13参照)。具体的には、可視光源52は、単一の光源であり、照射された白色光を、光ファイバ231Rおよび白色光照明部23Rを介して右眼用白色光照射窓43R、光ファイバ231Lおよび白色光照明部23Lを介して左眼用白色光照射窓43Lからそれぞれ照明する。白色光の場合、パルス間隔の短い発光であっても、強い光が得られる。

【0065】

また、駆動回路51は、IR励起光源53を駆動し、IR励起光を連続発光させる(図13参照)。IR励起光源53は、撮像期間において、連続的に点灯し、IR励起光を観察対象に向けて連続的に照射する(図13参照)。なお、図13では、可視光が一定の間隔で間欠的にパルス発光され、IR励起光が連続発光されているが、反対に、IR励起光が一定の間隔で間欠的にパルス発光され、可視光が連続発光されてもよい。また、図13では、可視光が一定の間隔で間欠的にパルス発光され、IR励起光が連続発光されているが、可視光およびIR励起光がともに、一定の間隔で交互に間欠的にパルス発光されてもよい。具体的には、IR励起光源53は、レーザダイオード(図示略)を有し、レーザダイオードから光ファイバ251R、251Lをそれぞれ経由し、波長690nm~820nmのIR励起光を右眼用励起光照射窓45R、左眼用励起光照射窓45Lからそれぞれから出射する。IR励起光は連続光であっても、観察対象によって励起される蛍光は、微弱な光である。

【0066】

図11は、画像処理制御部32R、32Lのハードウェア構成を示す図である。画像処理制御部32Rと画像処理制御部32Lは、同様の構成を有するので、ここでは、主に画像処理制御部32Rについて説明し、画像処理制御部32Lについては画像処理制御部32Rと異なる内容について説明する。

【0067】

画像処理制御部32Rは、同期制御部321Rと、通信制御部322Rとの他に、色別格納部323Rと、色情報比率取得部324Rと、色被り補正部325と、配列変更部326Rと、映像データ出力部327Rと、メモリ制御部328Rとを有する。

【0068】

色別格納部323Rは、イメージセンサ22Rから入力される赤(R)、緑(G)、青(B)、IRの各画素の色味成分データを一時的に記憶し、かつ、メモリ制御部328Rを介して、フレームメモリ33Rに格納する制御を行う。メモリ制御部328Rは、フレームメモリ33Rに記憶されるデータの入出力を制御する。フレームメモリ33Rは、赤(R)、緑(G)、青(B)、IRの各画素の色味成分データを記憶する。

【0069】

色情報比率取得部324Rは、フレームメモリ33Rから読み出した赤(R)、緑(G)、青(B)、IRの各画素の色味成分データを用いて、赤(R)、緑(G)、青(B)の色成分を分析して色成分比率情報を取得する。

【0070】

マスタ側（つまり、色被り補正部 3 2 5 R）では、色被り補正の処理が不要であり、スレーブ側（つまり、色被り補正部 3 2 5 L）では、色被り補正の処理が実行される。色被り補正部 3 2 5 R は、フレームメモリ 3 3 R から読み出した鮮明な R G B 画像の赤（R）、緑（G）、青（B）の色味成分データと、画像処理制御部 3 2 L から送られた I R 蛍光画像とを用いて、右眼から見た場合の出力画像（例えば、イメージセンサ 2 2 R で撮像された鮮明な R G B 画像に、イメージセンサ 2 2 L により撮像された I R 蛍光画像中の蛍光発光部分を重畳した合成画像）を生成する。

【 0 0 7 1 】

一方、色被り補正部 3 2 5 L は、マスタ側の画像処理制御部 3 2 R から通信制御部 3 2 2 L を介して送られた R G B 画像の赤（R）、緑（G）、青（B）の各色の色成分比率情報と一致するように、イメージセンサ 2 2 L で撮像された R G B 画像における赤（R）、緑（G）、青（B）の各色の色成分比率を補正する（色調補正）。具体的には、色被り補正部 3 2 5 L は、色情報比率取得部 3 2 4 L の分析により得られた左眼撮像部 2 1 L からの R G B 画像における色成分比率情報と、色情報比率取得部 3 2 4 R の分析により得られた右眼撮像部 2 1 R からの鮮明な R G B 画像における色成分比率情報との差分をとる。さらに、色被り補正部 3 2 5 L は、この差分値を、色情報比率取得部 3 2 4 L により得られた色成分比率に加算する。

【 0 0 7 2 】

また、色被り補正部 3 2 5 L は、色被り補正部 3 2 5 R と同様、画像処理制御部 3 2 R から送られてフレームメモリ 3 3 L に記憶された鮮明な R G B 画像の各色の色味成分データと、イメージセンサ 2 2 L により撮像された I R 蛍光画像とを用いて、左眼から見た場合の出力画像（例えば、イメージセンサ 2 2 R により撮像された鮮明な R G B 画像に、イメージセンサ 2 2 L により撮像された I R 蛍光画像中の蛍光発光部分を重畳した合成画像）を生成する。

【 0 0 7 3 】

配列変更部 3 2 6 R は、映像データ出力用の配列に、フレームメモリ 3 3 R に格納された各画素データの配列を変更し、ビデオメモリ 3 4 R に映像データを記憶する。映像データ出力部 3 2 7 R は、ビデオメモリ 3 4 R に記憶された映像データをビデオコントローラ 3 5 R に出力する制御を行う。

【 0 0 7 4 】

次に、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 5 の動作を説明する。

【 0 0 7 5 】

先ず始めに、撮像動作の概要について、図 1 2 を参照して説明する。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 は、観察対象に照射される光および観察対象からの反射光を説明する図である。内視鏡を用いた検査あるいは手術では、観察対象は、皮膚、臓器壁である。観察に際して、被検体である人体には、注射器を用いて蛍光薬剤が予め観察対象内の血管内に注入される。蛍光薬剤として、例えばインドシアニングリーン（I C G : Indocyanine Green）が用いられる。I C G は、I R 励起光の照射前に被検体内に投与されると、腫瘍等の患部に集積する。I C G は、I R 励起光（例えば波長 7 8 0 n m）によって励起されると、より長波長（8 6 0 n m ~ 9 0 0 n m の波長）側で蛍光発光する。なお、患部等の観察対象によっては、蛍光薬剤を投与しなくても、励起光を照射するだけで蛍光発光することがある。例えば、皮膚内に含有される蛍光物質に対して励起光（例えば紫外線）を照射すると自家蛍光する場合、蛍光薬剤の投与は不要である。

【 0 0 7 7 】

白色光（波長 7 0 0 n m 以下の光）は、観察対象に照射されると、観察対象である皮膚や臓器壁の表面で反射される。左眼撮像部 2 1 L では、反射した白色光（波長 7 0 0 n m 以下の光）は、レンズ群 L G およびバンドカットフィルタ 2 9 L を透過してイメージセンサ 2 2 L に入射する。イメージセンサ 2 2 L は、観察対象の表面からの反射白色光（波長 7 0 0 n m 以下の光）による R G B 画像を撮像する。

【 0 0 7 8 】

一方、I R 励起光（波長 7 8 0 n m の光）が観察対象に照射されると、観察対象の内部にある血管や患部等の組織に集積された I C G が蛍光発光する。蛍光発光した光（波長 8 6 0 n m ~ 9 0 0 n m の光）は、レンズ群 L G、バンドカットフィルタ 2 9 L を透過してイメージセンサ 2 2 L に入射する。イメージセンサ 2 2 L は、観察対象（例えば、皮膚、臓器壁、血管や患部等の組織）の画像を撮像する。このとき、観察対象に照射された I R 励起光の一部は、観察対象の表面で反射される。反射 I R 励起光（波長 7 8 0 n m の光）は、レンズ群 L G を透過してバンドカットフィルタ 2 9 L に入射し、バンドカットフィルタ 2 9 L によってカット（遮断）される。従って、イメージセンサ 2 2 L は、I R 蛍光（波長 8 6 0 n m ~ 9 0 0 n m の光）だけを受光し、I R 蛍光画像を撮像する。

10

【 0 0 7 9 】

一方、右眼撮像部 2 1 R では、レンズ群 R G の前に I R カットフィルタ 2 8 が配置される。I R カットフィルタ 2 8 は、波長 7 0 0 n m 以上の光を全てカットする。従って、蛍光（波長 8 6 0 n m ~ 9 0 0 n m の光）と、観察対象の表面で反射された反射 I R 励起光（波長 7 8 0 n m の光）とは全てカット（遮断）される。イメージセンサ 2 2 R は、観察対象の表面からの反射白色光（7 0 0 n m 以下の光）による R G B 画像だけを撮像する。

【 0 0 8 0 】

次に、観察対象の撮像動作について、図 1 3 を参照して説明する。

【 0 0 8 1 】

内視鏡システム 5 は、ビデオプロセッサ 3 0 または内視鏡 1 0 に設けられたスイッチ（図示略）を医者等がオンにする操作を受け付けることで、撮像動作を開始する。

20

【 0 0 8 2 】

図 1 3 は、白色光および I R 励起光の点灯制御を示すタイミングチャートである。白色光は、パルス点灯し、点灯（O N）と消灯（O F F）を繰り返す。I R 励起光は、連続点灯（O N）を行う。ここでは、白色光を連続点灯する場合、照射量が過大となって生じるハレーションによって白くぼやけて不鮮明な画像になることもあるので、白色光をパルス点灯しているが、I R 励起光と同様、白色光を連続点灯してもよい。また逆に、I R 励起光をパルス点灯し、白色光を連続点灯してもよい。

【 0 0 8 3 】

撮像動作が開始されると、ビデオプロセッサ 3 0 の C P U 3 1 は、駆動回路 5 1 を駆動する。駆動回路 5 1 は、I R 励起光源 5 3 をオンにし、I R 励起光を点灯させる（図 1 3 のタイミング t 1 1）。I R 励起光は、連続光であるので、撮像期間の終了まで点灯する。I R 励起光源 5 3 が I R 励起光を発光させると、I R 励起光は、スコープ 1 3 内の光ファイバ 2 5 1 R、2 5 1 L を通って右眼用励起光照射窓 4 5 R、左眼用励起光照射窓 4 5 L からそれぞれから観察対象に向けて照射される。観察対象は、I R 励起光で照明される。観察対象からの I R 光は、右眼用撮像窓 4 1 R、左眼用撮像窓 4 1 L を通ってそれぞれ右眼撮像部 2 1 R、左眼撮像部 2 1 L に入射する。

30

【 0 0 8 4 】

右眼撮像部 2 1 R では、観察対象で反射された I R 励起光（波長 7 8 0 n m の光）および I R 蛍光（波長 8 6 0 n m ~ 9 0 0 n m の光）は、I R カットフィルタ 2 8 で遮断される。左眼撮像部 2 1 L では、観察対象で反射された I R 励起光（波長 7 8 0 n m の光）は、バンドカットフィルタ 2 9 L によって遮断されるが、I R 蛍光（波長 8 6 0 n m ~ 9 0 0 n m の光）は、バンドカットフィルタ 2 9 L を透過してイメージセンサ 2 2 L の撮像面に結像する。

40

【 0 0 8 5 】

タイミング t 1 1 では、I R 励起光の点灯と同時に、駆動回路 5 1 は、可視光源 5 2 をオンにし、白色光をパルス点灯する。図 1 3 では、白色光は、タイミング t 1 の期間だけ点灯する。白色光は、スコープ 1 3 内の光ファイバ 2 3 1 R、2 3 1 L を通って右眼用白色光照射窓 4 3 R、左眼用白色光照射窓 4 3 L から観察対象に向けてそれぞれ照射される。観察対象は、白色光で照明される。観察対象からの反射白色光は、右眼用撮像窓 4 1 R

50

、左眼用撮像窓 4 1 L を通って右眼撮像部 2 1 R、左眼撮像部 2 1 L にそれぞれ入射する。右眼撮像部 2 1 R および左眼撮像部 2 1 L では、観察対象からの反射白色光は、それぞれイメージセンサ 2 2 R , 2 2 L の撮像面に結像する。

【 0 0 8 6 】

タイミング t 1 の期間、白色光および I R 励起光による露光が終了すると、画像処理制御部 3 2 R は、イメージセンサ 2 2 R から R G B 信号の読み出しを開始する（図 1 3 のタイミング t 1 2）。イメージセンサ 2 2 R によって読み出された、可視光データ（R G B 信号）は、フレームメモリ 3 3 R のラインメモリに記憶される。

【 0 0 8 7 】

一方、画像処理制御部 3 2 L は、通信制御部 3 2 2 L を介して、画像処理制御部 3 2 R から伝送される信号に同期する信号の入力に従い、イメージセンサ 2 2 L からの I R 蛍光信号および R G B 信号の読み出しを開始する。イメージセンサ 2 2 L によって読み出された、可視光データ（R G B 信号）および蛍光データ（I R 蛍光信号）は、フレームメモリ 3 3 L のラインメモリに記憶される。

【 0 0 8 8 】

このように、タイミング t 1 の期間では、白色光および I R 励起光の両方が点灯する。右眼撮像部 2 1 R では、I R カットフィルタ 2 8 によって反射 I R 励起光および I R 蛍光がカットされるので、イメージセンサ 2 2 R は、反射白色光による鮮明な R G B 画像だけを撮像する。左眼撮像部 2 1 L では、イメージセンサ 2 2 L は、蛍光発光した I R 蛍光（860nm ~ 900nm の光）による I R 蛍光画像、および、I R 励起光により赤被りの（色味が変化した）、反射白色光による R G B 画像を撮像する。

【 0 0 8 9 】

タイミング t 2 の期間（非照射期間）では、画像処理制御部 3 2 R , 3 2 L は、それぞれイメージセンサ 2 2 R による右眼用撮像画像、およびイメージセンサ 2 2 L による左眼用撮像画像の読み取り動作を行う。また、画像処理制御部 3 2 R , 3 2 L は、右眼用撮像画像および左眼用撮像画像に対し、それぞれ画像処理を行い、右眼用撮像画像と左眼用撮像画像を重畳した 3 D 映像を表示する。3 D 映像の表示動作の詳細については後述する。

【 0 0 9 0 】

タイミング t 3 , t 4 以降の期間では、タイミング t 1 , t 2 の期間と同様の動作が行われる。画像処理制御部 3 2 R , 3 2 L が同時に露光動作と読取動作を時分割で交互に行うことで、露光動作と読取動作を区別しない場合と比べ、撮像動作の制御が簡単である。

【 0 0 9 1 】

（ 3 D 映像で表示動作 ）

右眼用撮像画像と左眼用撮像画像とを 3 D モニタ 4 0 に入力して 3 D 表示する場合、画像処理制御部 3 2 R により生成された右眼用の出力画像と、画像処理制御部 3 2 L により生成された左眼用の出力画像とでは、視差によるズレを形成する必要がある。この視差を形成する処理は、3 D モニタ 4 0 において表示される際に、例えばフレームシーケンシャル方式のように予めビデオプロセッサ 3 0（画像処理部の一例）において実行されてもよいし、例えばサイマル方式のように 3 D モニタ 4 0（画像処理部の一例）において実行されてもよい。言い換えれば、実施の形態 1 において、3 D モニタ 4 0 において 3 D 映像として表示するための表示方式ならびに映像の伝送方式は、上述したサイマル方式やフレームシーケンシャル方式に特に限定されなくてよい。

【 0 0 9 2 】

ビデオプロセッサ 3 0 は、右眼撮像部 2 1 R で撮像された右眼用の画像に基づいて画像処理制御部 3 2 R により生成された出力画像のデータと、左眼撮像部 2 1 L で撮像された左眼用の画像に基づいて画像処理制御部 3 2 L により生成された出力画像のデータとを 3 D モニタ 4 0 に出力する。3 D モニタ 4 0 は、ビデオプロセッサ 3 0 から出力された左眼用の出力画像と右眼用の出力画像とをそれぞれ入力して表示することで、内視鏡 1 0 により撮像された出力画像（合成画像）を 3 D 表示する。なお、上述したように、3 D モニタ 4 0 は、例えば 3 D 映像をサイマル方式によって表示する際、ビデオプロセッサ 3 0 から

出力された視差の形成されていない左眼用の出力画像および右眼用の出力画像をそれぞれ入力し、所定の視差を形成した上で表示してよい。

【0093】

右眼撮像部21Rでは、イメージセンサ22RのRGB画素は、白色光による鮮明なRGB画像を撮像することができる。IRカットフィルタ28によってIR光がカットされるので、イメージセンサ22Rは、IR蛍光画像を撮像しない。右眼撮像部21Rで撮像されたRGB画像は、IR励起光がカットされた鮮明なRGB画像である。フレームメモリ33Rのラインメモリには、鮮明なRGB画像の赤(R)、緑(G)、青(B)の各色味成分データが記憶される。

【0094】

一方、左眼撮像部21Lでは、イメージセンサ22LのRGB画素は、白色光によるRGB画像を撮像する。このRGB画素は、IR領域においても感度を有するが、IRカットフィルタ28が左眼撮像部21Lに配置されていないので、IRの波長帯域を有した入射光に基づく画像を撮像する。従って、左眼撮像部21Lで撮像されたRGB画像は、赤(R)、緑(G)、青(B)のイメージセンサ22Lの感度の差(Rの感度とRの感度に比べて弱いG、Bのそれぞれの感度との差)に基づいて赤み(赤色の波長帯)を帯びた色調を有する画像(赤被りの画像)となる。また、IR画素は、蛍光(860nm~900nmの光)の受光に基づいてIR蛍光画像を撮像する。フレームメモリ33Lのラインメモリには、赤みを帯びたRGB画像の赤(R)、緑(G)、青(B)の各色味成分データおよびIRの画素値のデータが記憶される。

【0095】

画像処理制御部32Rでは、色別格納部323Rは、イメージセンサ22Rで撮像されたRGB画像の各色(つまり、赤(R)、緑(G)、青(B))の色味成分データをフレームメモリ33Rのラインメモリに記憶する。色情報比率取得部324Rは、フレームメモリ33Rに記憶されたRGB画像の各色の色味成分データを、メモリ制御部328Rを介して読み取り、RGBの色成分比率情報を取得する。色被り補正部325Rは、フレームメモリ33Rに記憶された鮮明なRGB画像の各色の色味成分データと、画像処理制御部32Lから送られたIR蛍光画像とを用いて、右眼から見た場合の出力画像(例えば、イメージセンサ22Rで撮像された鮮明なRGB画像に、イメージセンサ22Lにより撮像されたIR蛍光画像中の蛍光発光部分を重畳した合成画像)を生成する。配列変更部326Rは、RGBの色成分比率情報を基に、色被り補正部325Rにより生成された出力画像を構成する画素ごとの各色データの配列を出力画像のデータ出力用の配列に変更し、ビデオメモリ34Rに記憶する。映像データ出力部327Rは、ビデオメモリ34Rに記憶された映像データをビデオコントローラ35Rに出力する。ビデオコントローラ35Rは、映像データをモニタ40の映像出力形式に適したデータに変換して出力する。

【0096】

また、画像処理制御部32Lにおける配列変更部326L以降の処理については、画像処理制御部32Rと同様である。配列変更部326Lは、補正後のRGB色成分比率の情報を基に、フレームメモリ33Lに格納された各色データおよびIR蛍光データの配列を映像データ出力用の配列に変更し、ビデオメモリ34Lに記憶する。映像データ出力部327Lは、ビデオメモリ34Lに記憶された映像データをビデオコントローラ35Lに出力する。ビデオコントローラ35Lは、映像データをモニタ40の映像出力形式に適したデータに変換して出力する。

【0097】

このように、画像処理制御部32Lは、右眼撮像部21Rで撮像されたRGB画像の色調を、左眼撮像部21Lで撮像されるRGB画像の色調に用いることで、IR光がカットされた、マスタ側の鮮明なRGB画像の色味(色調)を、IR光を含むスレーブ側のRGB画像に合わせ込むことができる。スレーブ側の色成分比率をマスタ側の色成分比率に合わせ込むことで、赤被りの画像に対し、画像処理だけで色調を補正できる。また、赤被りの画像を無くすために必要とされる、フィルタ等の別デバイスを不要にできる。

【 0 0 9 8 】

ビデオプロセッサ 30 は、右眼撮像部 21 R で撮像される R G B 画像の映像データと、左眼撮像部 21 L で撮像される R G B 画像の映像データとを出力する。3 D モニタ 40 は、左右の R G B 画像の映像データを重畳し、R G B 画像を 3 D 映像で表示する。なお、3 D モニタ 40 は、画像処理制御部 32 R あるいは画像処理制御部 32 L の一方だけから出力された出力画像のデータを 2 D 映像で表示してもよい。

【 0 0 9 9 】

なお、上述した説明は、例えばフレームシーケンシャル方式に従って、ビデオプロセッサ 30 が予め右眼用の出力画像、左眼用の出力画像に対して視差を形成する例であった。例えば、サイマル方式を用いる場合には、ビデオプロセッサ 30 は、視差を形成していない右眼用の出力画像と左眼用の出力画像とを生成する。このとき、3 D モニタ 40 は、例えば 3 D 映像をサイマル方式によって表示する際、ビデオプロセッサ 30 から出力された視差の形成されていない左眼用の出力画像および右眼用の出力画像をそれぞれ入力し、所定の視差を形成した上で表示してよい。

【 0 1 0 0 】

以上により、実施の形態 1 に係る内視鏡システム 5 は、観察対象（被検体の一例）に照射する励起光をカットするバンドカットフィルタ 29 L（励起光カットフィルタの一例）を有し、バンドカットフィルタ 29 L を通過した光に基づく撮像を行う左眼撮像部 21 L（第 1 撮像部の一例）を有する。内視鏡システム 5 は、I R 光（非可視光の一例）をカットする I R カットフィルタ 28（非可視光カットフィルタの一例）を有し、I R カットフィルタ 28 を通過した光に基づく撮像を行う右眼撮像部 21 R（第 2 撮像部の一例）を有する。内視鏡システム 5 は、左眼撮像部 21 L が撮像した撮像画像（第 1 撮像画像の一例）と右眼撮像部 21 R が撮像した撮像画像（第 2 撮像画像の一例）とに基づいて、被検体の立体画像を生成するビデオプロセッサあるいは 3 D モニタ 40（画像処理部の一例）を有する。

【 0 1 0 1 】

これにより、内視鏡システム 5 は、励起光がカットされた I R 帯の蛍光によって同じタイミングに撮像された I R 蛍光画像と、非可視光の一例としての I R 光がカットされた R G B 帯の可視光によって同じタイミングに撮像された可視光とを用いて、観察対象における患部の詳細が判明可能な高画質の立体画像を出力できる。従って、内視鏡システム 5 によれば、患部の立体画像を撮像可能な内視鏡 10 を用いた検査あるいは手術等において、患部の位置ならびに術野の深さが判別し易くなるので医者等の患部の状態把握を支援できる。

【 0 1 0 2 】

また、内視鏡システム 5 は、可視光を照射する可視光源 52 と、励起光を観察対象（被検体の一例）に照射する励起光源 53 と、をさらに有する。可視光源 52 および励起光源 53 の一方は連続的に照射し、可視光源 52 および励起光源 53 の他方は間欠的に照射する。左眼撮像部 21 L は、間欠的に照射される他方の光の非照射期間と同期して、バンドカットフィルタ 29 L を通過した光に基づいて撮像された第 1 撮像画像を読み出して出力する。右眼撮像部 21 R も、同様に間欠的に照射される他方の光の非照射期間と同期して、観察対象からの光に基づいて撮像された第 2 撮像画像を読み出して出力する。これにより、内視鏡システム 5 は、例えばベイア配列の色フィルタを有するイメージセンサを用いて、非照射期間に可視光画像と I R 蛍光画像を同時に撮像できる。また、赤、青、緑色の画素は、可視光領域の他、I R 光の領域においても感度を有するが、右眼撮像部 21 R では、I R カットフィルタ 28 によって I R 光がカットされるので、赤被りの可視光画像を撮像することなく、単板式のイメージセンサで鮮明な R G B 画像を取得できる。従って、内視鏡 10 は、可視光および I R 励起光のそれぞれの照射の制御を簡易化して汎用性を向上でき、可視光と I R 励起光に基づく蛍光とを同時撮像して患部の詳細が判明可能な高画質撮像画像を出力して医者等の患部の状態把握を支援することができる。

【 0 1 0 3 】

また、実施の形態 1 に係る内視鏡 10 は、観察対象に対し、白色光（可視光の一例）を一定の間隔で間欠的に照射し、I R 励起光を連続的に照射する。右眼撮像部 21 R は、I R 光をカットする I R カットフィルタ 28（非可視光カットフィルタの一例）を有し、I R カットフィルタ 28 を通過した光に基づく撮像を行う。左眼撮像部 21 L は、観察対象（被検体の一例）からの光に基づく撮像を行う。右眼撮像部 21 R は、間欠的に照射される白色光の非照射期間と同期して、I R カットフィルタ 28 を通過した光に基づいて撮像した R G B 画像を読み出して出力する。左眼撮像部 21 L は、間欠的に照射される白色光の非照射期間と同期して、観察対象からの光に基づいて撮像した赤被りの R G B 画像および I R 蛍光画像を読み出して出力する。

【0104】

10

これにより、内視鏡 10 は、ベイア配列された色フィルタを有するイメージセンサを用いて、非照射期間に可視光画像と I R 蛍光画像を同時に撮像できる。また、赤、青、緑色の画素は、可視光領域の他、I R 光の領域においても感度を有するが、右眼撮像部 21 R では、I R カットフィルタ 28 によって I R 光がカットされるので、赤被りの可視光画像を撮像することなく、単板式のイメージセンサで鮮明な R G B 画像を取得できる。従って、内視鏡 10 は、可視光および I R 励起光のそれぞれの照射の制御を簡易化して汎用性を向上でき、可視光と I R 励起光に基づく蛍光とを同時撮像して患部の詳細が判明可能な高画質撮像画像を出力して医者等の患部の状態把握を支援することができる。

【0105】

また、I R 励起光に基づいて I R 励起光より長波長を有する蛍光を発生する蛍光薬剤が被検体に予め投与される。これにより、被検体の一部（例えば、人体の患部）による蛍光発光の光強度が増大し、蛍光観察の精度を向上できる。

20

【0106】

また、蛍光薬剤は、I C G（インドシアニングリーン）である。これにより、インドシアニンググリーンに I R 励起光（例えば、690 nm ~ 820 nm の波長帯域）を照射すると、その I R 励起光により I C G が蛍光発光した蛍光が撮像された画像により、被検体の一部である患部（例えばリンパ節）付近の状況を詳細に判明できる。

【0107】

また、I R 励起光は、可視光の波長帯域より長波長を有する I R 光である。これにより、I R 光が可視光画像の撮像に影響を与えることなく、鮮明な R G B 画像を撮像できる。

30

【0108】

また、右眼撮像部 21 R（第 2 撮像部の一例）は、I R 励起光をカットし、かつ I R 励起光に基づいて発生する蛍光を通過させるバンドカットフィルタ 29 R（励起光カットフィルタの一例）をさらに有する。これにより、内視鏡 10 は、I R カットフィルタ 28 ではカットするのが困難な波長帯域（例えば、可視光の長波長側の波長帯域と I R 励起光の波長帯域とが重複する 690 nm ~ 700 nm）の I R 励起光を的確にカット（遮断）できるので、高精度な R G B 画像の撮像を右眼撮像部 21 R において行える。

【0109】

また、実施の形態 1 に係る内視鏡システム 5 では、画像処理制御部 32 R（第 2 画像処理部の一例）は、右眼撮像部 21 R で撮像される、R G B 画像に対して第 2 画像処理を施し、第 2 画像処理が施された第 2 出力画像を出力する。画像処理制御部 32 L（第 1 画像処理部の一例）は、左眼撮像部 21 L で撮像される、赤被りの R G B 画像および I R 蛍光画像に対して第 1 画像処理を施し、第 1 画像処理が施された第 1 出力画像を出力する。ビデオコントローラ 35 R（第 2 出力処理部の一例）は、第 2 出力画像をモニタ 40 に出力する。ビデオコントローラ 35 L（第 1 出力処理部の一例）は、第 1 出力画像をモニタ 40 に出力する。

40

【0110】

これにより、内視鏡システム 5 は、可視光と I R 励起光に基づく蛍光とを同時撮像して得られる高画質な撮像画像を 3 D モニタ 40 に平面（2 D）的あるいは立体（3 D）的に表示できる。

50

【 0 1 1 1 】

また、画像処理制御部 3 2 R は、第 2 画像処理のタイミングと第 1 画像処理のタイミングとの同期を制御するための同期制御信号に基づいて、画像処理制御部 3 2 L との間の同期を制御する。これにより、内視鏡システム 5 は、右眼撮像部 2 1 R で撮像される画像と、左眼撮像部 2 1 L で撮像される画像とを同じタイミングに揃えることができる。

【 0 1 1 2 】

また、画像処理制御部 3 2 R は、R G B 画像の画素ごとの色成分を示す色成分情報を取得して画像処理制御部 3 2 L に送る。画像処理制御部 3 2 L は、この色成分情報を用いて、第 1 撮像画像のうち可視光に基づく画像（例えば、赤被りの R G B 画像）の色成分を補正する。このように、画像処理制御部 3 2 L は、右眼撮像部 2 1 R で撮像される R G B 画像の色調を、左眼撮像部 2 1 L で撮像される R G B 画像の色調に用いることで、I R 光がカットされた、マスタ側の鮮明な R G B 画像の色味（色調）を、I R 光を含むスレーブ側の R G B 画像に合わせ込むことができる。従って、内視鏡システム 5 によれば、スレーブ側の色成分比率をマスタ側の色成分比率に合わせ込むことで、赤被りの R G B 画像に対し、画像処理だけで色調を適正に補正できる。また、赤被りの R G B 画像を無くするために必要とされる、フィルタ等の別デバイスの使用を不要にできる。

【 0 1 1 3 】

また、画像処理制御部 3 2 L は、第 1 撮像画像のうち蛍光に基づく蛍光画像（例えば、I R 蛍光画像）を画像処理制御部 3 2 R に送る。画像処理制御部 3 2 R は、R G B 画像に、I R 蛍光画像の蛍光発光部分を重畳した第 2 重畳画像を生成して第 2 出力画像としてビデオコントローラ 3 5 R に送る。画像処理制御部 3 2 L は、第 1 撮像画像のうち可視光に基づく画像（例えば、赤被りの R G B 画像）のうち色成分が補正された後の R G B 画像に I R 蛍光画像の蛍光発光部分を重畳した第 1 重畳画像を生成して第 1 出力画像としてビデオコントローラ 3 5 L に送る。これにより、内視鏡システム 5 によれば、I R 蛍光画像を撮像できない右眼撮像部 2 1 R においても、左眼撮像部 2 1 L で撮像された I R 蛍光画像を基に、右眼方向から見た I R 蛍光画像を擬似的に生成できる。

【 0 1 1 4 】

また、ビデオコントローラ 3 5 R は、第 2 出力画像に対し、第 1 出力画像との間で所定の視差を形成してモニタ 4 0 に出力する。ビデオコントローラ 3 5 L は、第 1 出力画像に対し、第 2 出力画像との間で所定の視差を形成してモニタ 4 0 に出力する。これにより、内視鏡システム 5 によれば、R G B 画像および I R 蛍光画像に基づく 3 D 映像を同時に表示できる。

【 0 1 1 5 】

以上、図面を参照しながら各種の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囲内において、各種の変更例、修正例、置換例、付加例、削除例、均等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、上述した各種の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。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 1 6 】

本開示は、可視光および I R 励起光のそれぞれの照射の制御を簡易化して汎用性を向上し、可視光と I R 励起光に基づく蛍光とを同時撮像して患部の詳細が判明可能な高画質撮像画像を出力して医者等の患部の状態把握を支援できる内視鏡および内視鏡システムとして有用である。

【符号の説明】

【 0 1 1 7 】

- 5 内視鏡システム
- 1 0 内視鏡
- 1 1 軟性部

- 1 2 硬性部
- 1 3 スコープ
- 1 6 プラグ部
- 2 2 , 2 2 R , 2 2 L イメージセンサ
- 2 8 I Rカットフィルタ
- 2 9 R バンドカットフィルタ
- 3 0 ビデオプロセッサ
- 3 2 R , 3 2 L 画像処理制御部
- 4 0 モニタ
- 4 1 L 左眼用撮像窓
- 4 1 R 右眼用撮像窓
- 4 3 L 左眼用白色光照射窓
- 4 3 R 右眼用白色光照射窓
- 4 5 L 左眼用励起光照射窓
- 4 5 R 右眼用励起光照射窓

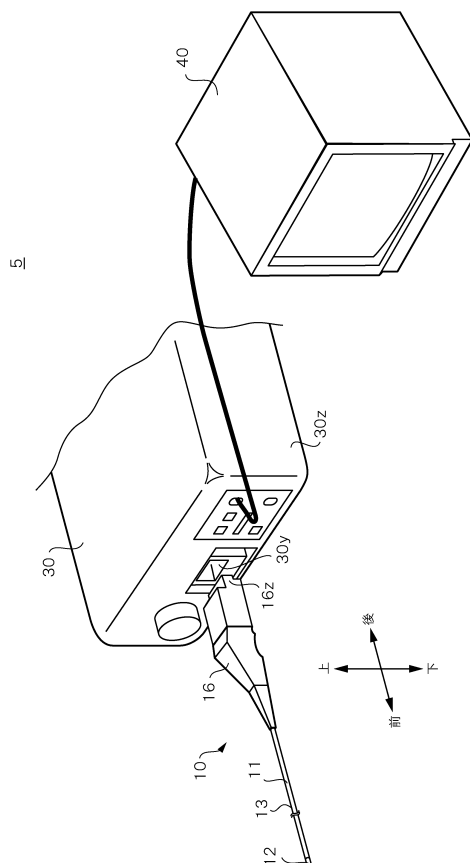
【要約】

【課題】可視光とI R励起光に基づく蛍光とを同時撮像して患部の詳細が判明可能な高画質の立体画像を出力して医者等の患部の状態把握を支援する。

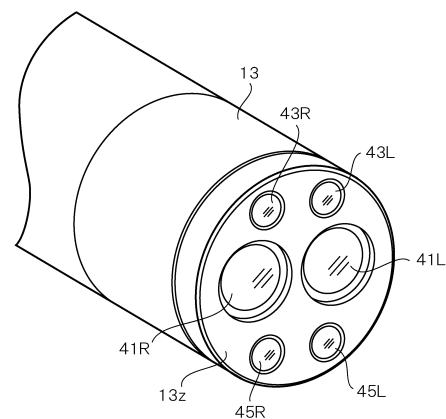
【解決手段】内視鏡システムは、被検体に照射する励起光をカットする励起光カットフィルタを有し、励起光カットフィルタを通過した光に基づく撮像を行う第1撮像部と、非可視光をカットする非可視光カットフィルタを有し、非可視光フィルタを通過した光に基づく撮像を行う第2撮像部と、第1の撮像部が撮像した第1撮像画像と第2の撮像部が撮像した第2撮像画像とに基づいて、被検体の立体画像を生成する画像処理部と、を備える。

【選択図】図10

【図1】



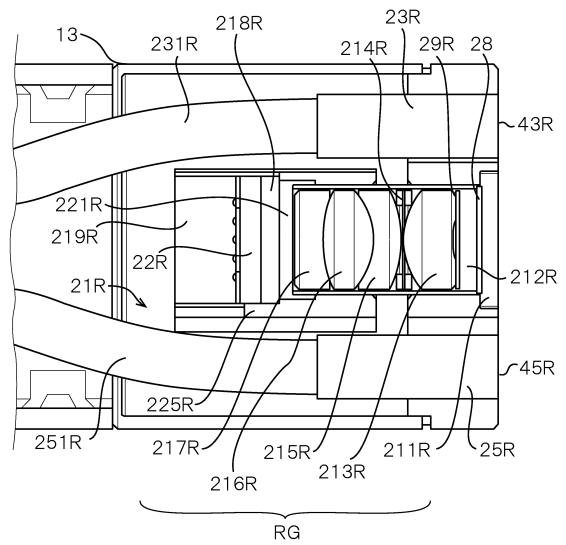
【図2】



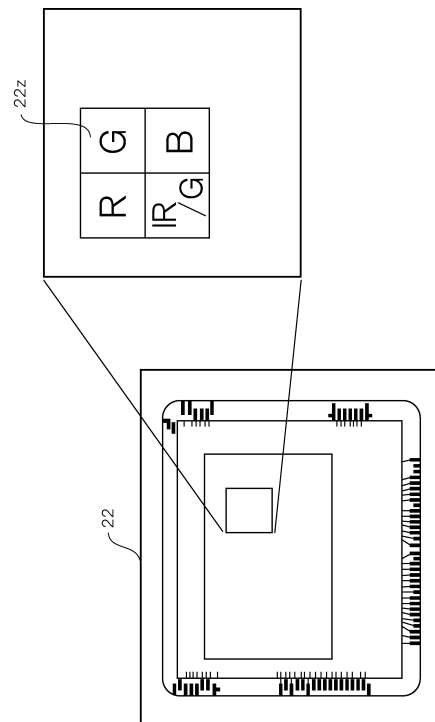
10

20

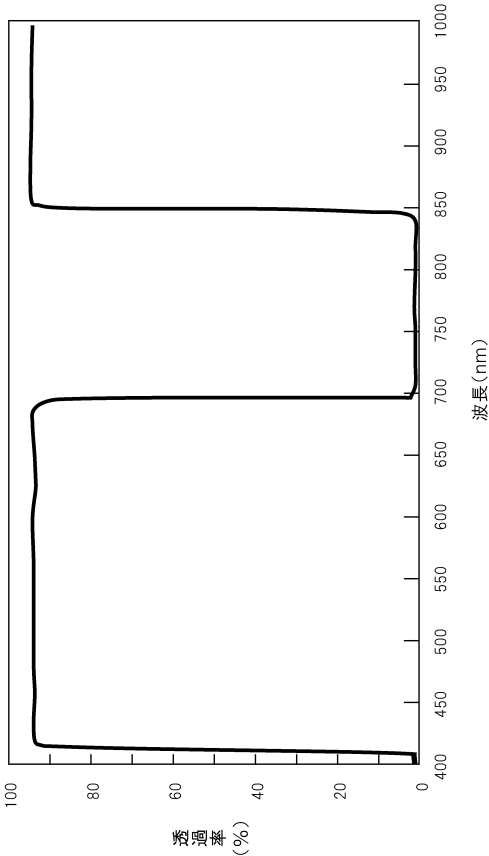
【 図 4 】



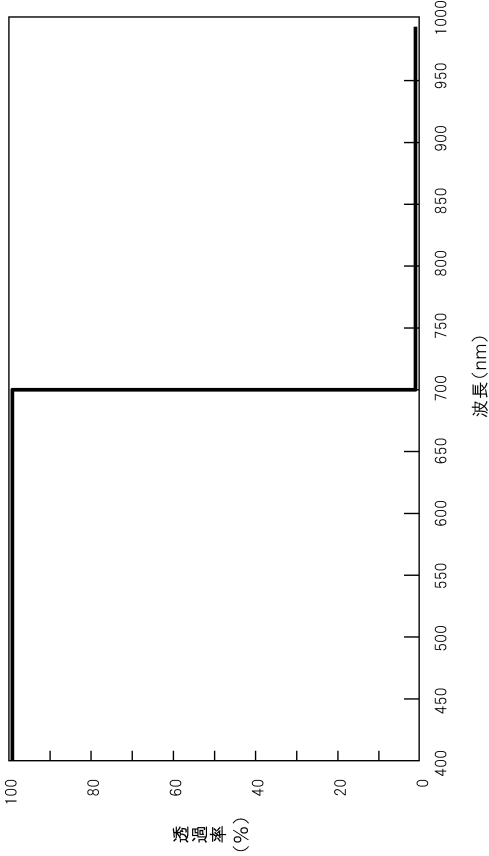
【 図 6 】



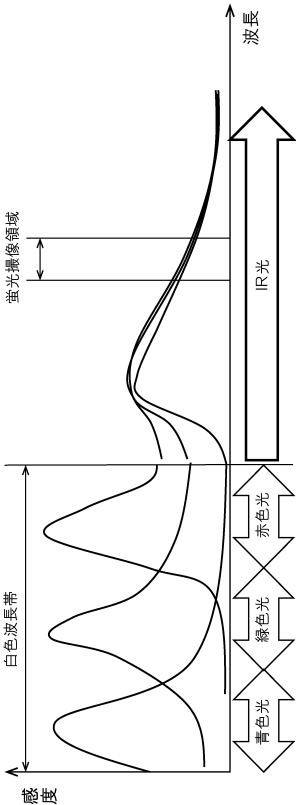
【 図 7 】



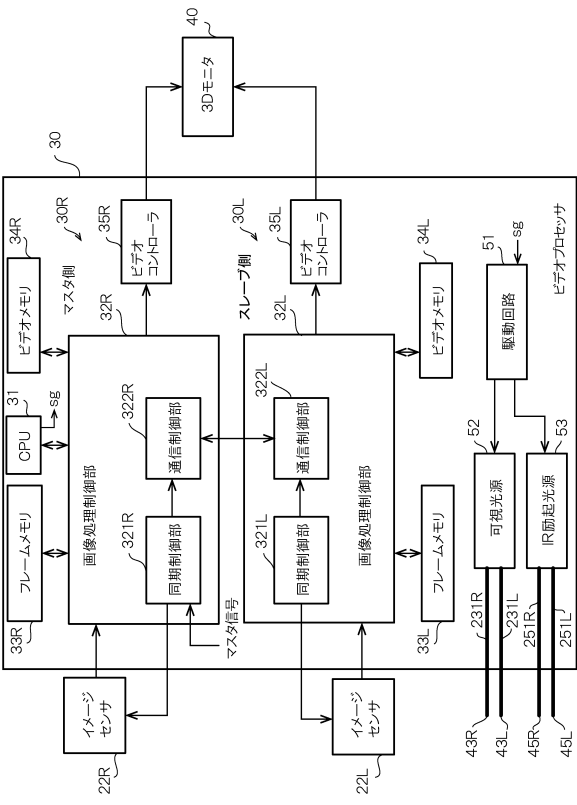
【 図 8 】



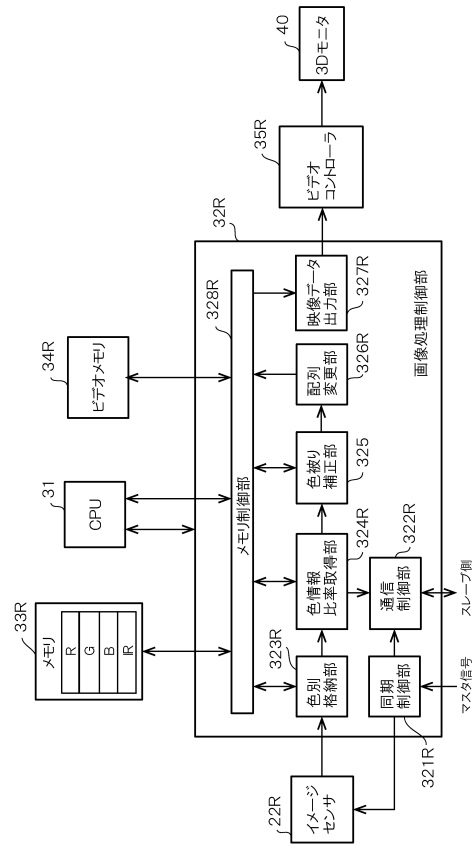
【 図 9 】



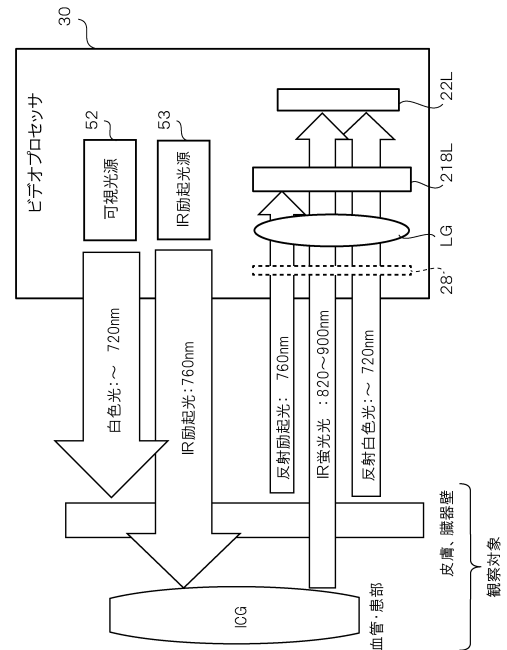
【 図 1 0 】



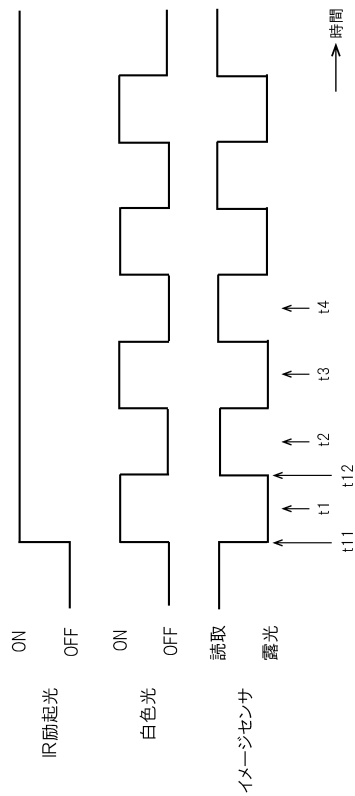
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2017/0318207(US,A1)
米国特許出願公開第2009/0268010(US,A1)
特開2016-209143(JP,A)
国際公開第2018/008062(WO,A1)
国際公開第2005/027738(WO,A1)
中国特許出願公開第106236006(CN,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6461411B1	公开(公告)日	2019-01-30
申请号	JP2018133458	申请日	2018-07-13
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	緒形茂樹 白井直実		
发明人	緒形 茂樹 白井 直実		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045		
FI分类号	A61B1/00.522 A61B1/00.511 A61B1/045.610 A61B1/06.611 G02B23/24.B G02B23/26.B G02B23/26.C		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA15 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD04 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/WW04 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2020010763A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过基于IR激发光同时对可见光和荧光进行成像并输出高质量的立体图像来帮助医生等掌握受影响区域的状态，其中可以识别受影响区域的细节。内窥镜系统包括：激发光截止滤光器，其切断发射到对象的激发光；第一成像单元，其基于已经穿过激发光截止滤光器的光进行成像；以及不可见光。具有被切割的不可见光截止滤光器，第二成像单元，其基于已经穿过不可见光滤光器的光，由第一成像单元捕获的第一捕获图像和第二成像单元执行成像。图像处理单元基于所捕获的第二捕获图像来生成对象的立体图像。[选择图]图10

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B1)	(11) 特許番号 特許第6461411号 (P6461411)
(45) 発行日 平成31年1月30日(2019.1.30)	(24) 登録日 平成31年1月11日(2019.1.11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/045 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/00 5 2 2 A 6 1 B 1/00 5 1 1 A 6 1 B 1/045 6 1 0	
請求項の数 8 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-133458 (P2018-133458) (22) 出願日 平成30年7月13日(2018.7.13) 審査請求日 平成30年7月23日(2018.7.23)	(73) 特許権者 000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地 110002000 (74) 代理人 特許業務法人栄光特許事務所 緒形 茂樹 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 白井 直実 大阪府門真市大字門真1006番地 パナ ソニック株式会社内	
(出願人による申告) 平成29年度、国立研究開発法人 日本医療研究開発機構、「未来医療を実現する先端医療 機器・システムの研究開発／先端医療機器の開発／高い 安全性と更なる低侵襲化及び高難度治療を可能にする軟 性内視鏡手術システムの研究開発」委託研究、産業技術 力強化法第19条の運用を受ける特許出願 早期審査対象出願	審査官 磯野 光司	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		