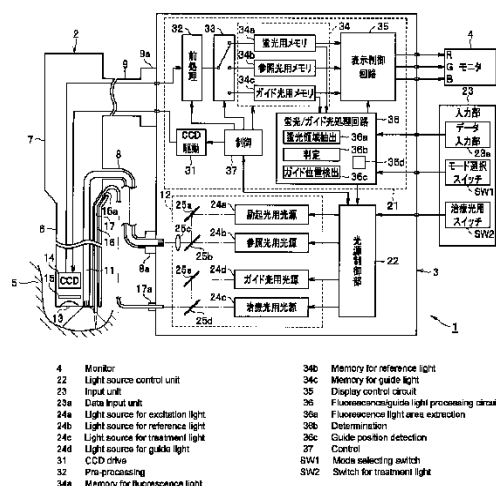




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

病変部位に集積し、かつ励起波長の光が照射されることで蛍光を発し、かつ前記励起波長の光が照射されることで生体組織に対して特定の作用をする蛍光物質が投与された被検体に対して、前記励起波長を有し前記蛍光を発生させるための励起光を照射する励起光用光源部と、

前記励起波長とは異なる波長であり、前記被検体の形態情報を取得するための参照光を照射する参照光用光源部と、

前記被検体に対して前記励起光用光源部及び参照光用光源部からの光が照射される領域のうちの所定の領域に対して、前記被検体に投与された前記蛍光物質が前記特定の作用をさせるために収束された前記励起波長を有する作用光を照射する作用光用光源部と、

前記所定の領域に対して、前記励起波長とは異なる波長のガイド光を照射するガイド光用光源部と、

前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部と前記被検体との間に設けられ、前記励起波長の光をカットする励起光カットフィルタと、

前記励起光用光源部、前記参照光用光源部、及び前記ガイド光用光源部からの光が照射された前記被検体を前記撮像部による撮像により生成される前記撮像信号から、前記励起光が照射された前記被検体から発生する前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記参照光が照射された前記被検体の形態情報と、前記被検体におけるガイド光の照射位置を表すガイド光情報とを生成する情報生成部と、

前記情報生成部において生成された前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた観察画像を生成する画像生成部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

更に、前記蛍光の撮像信号に基づき、前記被検体における第 1 の閾値以上の蛍光輝度を有する領域内に設定される前記蛍光の発生位置と、前記ガイド光の撮像信号に基づき、前記ガイド光の照射位置とが一致しているかどうか判定する判定部と、

前記判定部において前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置が一致していると判定された場合に前記作用光を照射し、前記照射位置が一致していないと判定された場合に前記作用光を照射しないように前記作用光用光源部を制御する光源制御部と、

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 3】

第 1 のタイミングにおいて前記励起光を照射し、前記第 1 のタイミングとは異なる第 2 のタイミングにおいて前記参照光を照射し、前記第 1 のタイミング及び前記第 2 のタイミングとは異なる第 3 のタイミングにおいて消灯するように前記励起光用光源部と前記参照光用光源部とを制御し、かつ前記第 1 のタイミング及び前記第 2 のタイミング及び前記第 3 のタイミングにおいて前記ガイド光を照射するように前記ガイド光用光源部を制御し、さらに前記第 3 のタイミング以降における第 4 のタイミングにおいて前記作用光を照射するように前記作用光用光源部を制御する光源制御部と、を有し、

前記撮像部は、モノクロの撮像素子であり、かつ前記第 1 のタイミングにおいて前記励起光及び前記作用光及び前記ガイド光が照射された前記被検体から前記蛍光と前記ガイド光とに対応する第 1 の撮像信号を生成し、前記第 2 のタイミングにおいて前記参照光及び前記作用光及び前記ガイド光が照射された前記被検体から前記参照光と前記ガイド光とに対応する第 2 の撮像信号を生成し、前記第 3 のタイミング以降において前記ガイド光が照射された前記被検体から前記被検体におけるガイド光の照射位置を表すガイド光撮像信号を生成し、

前記情報生成部は、前記蛍光情報として前記第 1 の撮像信号と前記第 3 の撮像信号とから蛍光画像信号を生成し、前記参照光情報として前記第 2 の撮像信号と前記第 3 の撮像信号とから参照光画像信号を生成し、前記蛍光画像信号と前記参照光画像信号と前記ガイド

10

20

30

40

50

光撮像信号に対応するガイド光画像信号とをそれぞれ異なる色に割り当てることで前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた画像を生成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】

前記励起光と前記参照光と前記作用光と前記ガイド光とを同時に照射する照射期間が形成されるように前記蛍光観察用光源部と前記作用光用光源部とを制御する光源制御部と、を有し、

前記撮像部は、前記励起波長及び前記蛍光の波長に感度を有する蛍光画素と、前記参照光の波長に感度を有する参照光画素と、前記ガイド光の波長に感度を有するガイド光画素とを有し、前記蛍光画素において前記被検体からの光のうち前記励起光カットフィルタを通過する前記蛍光を受光して前記蛍光撮像信号を生成し、前記参照光画素において前記被検体からの光のうち前記参照光の反射光を受光して前記参照光撮像信号を生成し、前記ガイド光画素において前記被検体からの光のうち前記ガイド光の反射光を受光して前記ガイド光撮像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 5】

前記判定部は、更に前記蛍光の撮像信号に基づき、第 2 の閾値以上の蛍光輝度を有する蛍光の画像領域の存在の有無を判定し、

前記蛍光の画像領域が存在する判定結果の場合には前記光源制御部は、前記ガイド光用光源部が前記ガイド光を照射するように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 6】

更に、前記蛍光の撮像信号に基づき、第 2 の閾値以上の蛍光輝度を有する蛍光の画像領域の存在の有無を判定する判定部と、

前記第 2 の閾値以上の蛍光の画像領域が存在する判定結果のタイミングを、前記第 3 のタイミングとして、前記ガイド光用光源部が前記ガイド光を照射するように制御する光源制御部と、を有し、

更に、前記第 3 のタイミング以降において、前記ガイド光画像信号から抽出された前記ガイド光の照射位置が、前記蛍光の画像領域中に前記作用光を照射する照射位置として設定される設定位置と一致すると前記判定部により判定された判定結果のタイミングを、前記第 4 のタイミングとして、前記光源制御部は、前記作用光用光源部が前記作用光を照射するように制御することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 7】

更に、前記蛍光の撮像信号に基づき、第 2 の閾値以上の蛍光輝度を有する蛍光の画像領域の存在の有無を判定する判定部を有し、

前記判定部により前記第 2 の閾値以上の蛍光の画像領域が存在する判定結果の場合に、前記発光制御部は、前記励起光と前記参照光とを同時に照射した第 1 の照射期間において、更に前記ガイド光用光源部が前記ガイド光を、前記励起光と前記参照光との照射と同時にとなる第 2 の照射期間となるように制御し、

更に第 2 の照射期間において、前記判定部により前記蛍光の画像領域中に前記作用光を照射する照射位置として設定される設定位置と一致すると判定された判定結果の場合に、前記発光制御部は、前記作用光用光源部が前記作用光を、前記励起光と前記参照光と前記ガイド光との照射と同時にとなる前記照射期間を形成するよう前記作用光を照射するように制御することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 8】

更に、前記蛍光撮像信号として前記蛍光画素それぞれから出力される際の隣接する複数の蛍光画素を加算した画素加算信号を、前記蛍光撮像信号として出力するピクセルビニング回路を備え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 9】

更に、前記蛍光撮像信号として前記蛍光画素それぞれから出力される際の隣接する複数の蛍光画素を加算した画素加算信号を、前記蛍光撮像信号として出力するピクセルビニン

50

グ回路を備えることを特徴とする請求項 7 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、励起光を照射して蛍光観察を行う内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野等において内視鏡装置が広く用いられるようになっている。また、生体における腫瘍部位等の病変部位に集積し易い特性を持ち、且つ、励起光の照射により蛍光を発生する光感受性物質を用いて、光線力学的診断 (Photodynamic Diagnosis: P D D) を行う方法が知られている。また、P D D による診断を行った病変部位に対して、光線力学的治療 (Photodynamic Therapy: P D T) を行う方法が知られている。

10

【0003】

例えば、第 1 の従来例としての日本国特開 2 0 0 8 - 8 6 6 8 0 号公報においては、P D T による治療を行う内視鏡を備えた内視鏡装置が開示されている。この内視鏡装置は、通常観察用の撮像素子と、治療光をカットするフィルタを設けた撮像素子とを設けた構成にしている。そして、P D T による様子を治療光によるハレーションを発生することなく、観察できるようにしている。

また、第 2 の従来例としての日本国特開 2 0 1 2 - 6 5 8 9 9 号公報においても、P D T による治療を行う内視鏡装置が開示されている。この内視鏡装置は、被検体内の治療対象部位を治療するために治療光を被検体内に照射する治療光照射手段と、治療対象部位を観察するために前記治療対象部位に投与された薬品から蛍光を発光させる励起光を照射する励起光照射手段と、入射光を光電変換し、入射光量に応じた信号電荷を蓄積する画素を複数有し、前記被検体内を撮像する撮像手段と、撮像手段が 1 枚の画像を撮像する撮像期間の 1 つである第 1 撮像期間内において、前記治療光を照射する治療光照射期間と、前記蛍光の光量に応じた前記信号電荷を蓄積する蓄積期間とが重複なく存在するように、前記治療光照射手段及び前記撮像手段を制御する制御手段と、を備える。

20

【0004】

第 1 の従来例は、P D D モードと、P D T モードとに切り替えて使用する内視鏡装置であり、蛍光画像を観察しつつ、治療光の照射位置を確認する構成を備えていない欠点がある。また、第 2 の従来例においても治療光の照射位置を確認する構成を備えていない欠点がある。

30

また、励起光と治療光とを同じ波長に設定して治療を行う P I T (Photoimmuno Therapy) と呼ばれる治療法がある。この治療法においては、薬剤 (蛍光物質) の励起光と、光治療を行う治療光との波長が同じであるため、励起光カットフィルタにより、励起光と治療光とが観察対象を撮像する光から除去されるため、薬剤が集積する薬剤集積部位となり、蛍光の発生位置として蛍光画像から観察 (特定) される病変部位の位置と、治療光の照射位置とを同時に観察することが困難であった。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、蛍光画像による病変部位の位置と治療光 (作用光) の照射位置とを同時に観察できる観察画像を生成することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一態様の内視鏡装置は、病変部位に集積し、かつ励起波長の光が照射されることで蛍光を発し、かつ前記励起波長の光が照射されることで生体組織に対して特定の作用をする蛍光物質が投与された被検体に対して、前記励起波長を有し前記蛍光を発生させるための励起光を照射する励起光用光源部と、前記励起波長とは異なる波長であり、前記被検体の形態情報を取得するための参照光を照射する参照光用光源部と、前記被検体に対して前記励起光用光源部及び参照光用光源部からの光が照射される領域のうちの所定の領域

50

に対して、前記被検体に投与された前記蛍光物質が前記特定の作用をさせるために収束された前記励起波長を有する作用光を照射する作用光用光源部と、前記所定の領域に対して、前記励起波長とは異なる波長のガイド光を照射するガイド光用光源部と、前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部と、前記撮像部と前記被検体との間に設けられ、前記励起波長の光をカットする励起光カットフィルタと、前記励起光用光源部、前記参照光用光源部、及び前記ガイド光用光源部からの光が照射された前記被検体を前記撮像部による撮像により生成される前記撮像信号から、前記励起光が照射された前記被検体から発生する前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記参照光が照射された前記被検体の形態情報と、前記被検体におけるガイド光の照射位置を表すガイド光情報とを生成する情報生成部と、前記情報生成部において生成された前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた観察画像を生成する画像生成部と、を有する。

10

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図2A】図2Aは励起光用光源と参照光用光源がそれぞれ発生する励起光と参照光の波長及び強度を示す図。

【図2B】図2Bは治療光用光源とガイド光用光源がそれぞれ発生する治療光とガイド光の波長及び強度を示す図。

【図2C】図2Cは励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示す図。

20

【図3】図3は第1の実施形態の動作内容を示すフローチャート。

【図4】図4は第1の実施形態における励起光、参照光、ガイド光、治療光を発生するタイミングを示す図。

【図5A】図5Aは蛍光画像を示す図。

【図5B】図5Bは参照光画像を示す図。

【図5C】図5Cは蛍光画像と参照光画像の重畳画像を示す図。

【図6A】図6Aはガイド光画像を示す図。

【図6B】図6Bはガイド光画像を含む蛍光画像を示す図。

【図6C】図6Cはガイド光画像を含む参照光画像を示す図。

【図6D】図6Dは蛍光画像と参照光画像とガイド光画像がそれぞれ異なる色に割り当てられた重畳画像（合成画像）を示す図。

30

【図7】図7は減算処理により蛍光画像、参照光画像を生成する表示制御回路の構成を示す図。

【図8A】図8Aは治療位置とガイド光の照射位置とが一致しない状態の蛍光画像とガイド光画像を示す動作説明図。

【図8B】図8Bは治療位置とガイド光の照射位置とが一致する状態の蛍光画像とガイド光画像を示す動作説明図。

【図9】図9は第1の実施形態の変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図10A】図10Aはカラーフィルタの構成の1例を示す図。

【図10B】図10Bはピクセルビニング部の概略の構成を示す図。

40

【図11】図11は治療光用光源とガイド光用光源とがそれぞれ発生する治療光とガイド光の波長及び強度を示す図。

【図12】図12は変形例の処理内容の一部を示すフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

（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、体腔内に挿入される内視鏡2と、この内視鏡2が着脱自在に接続され、照明光等を内視鏡2側に供給すると共に、内視鏡2に搭載された撮像部に対する信号処理を行う制御装置3と、制御装置3により生

50

成された画像信号が入力されることにより、撮像部により撮像された画像を観察画像として表示する表示装置としてのモニタ４とを有する。

内視鏡２は、被検体５内に挿入される細長の挿入部６と、挿入部６の後端（基端）に設けられた操作部７と、操作部７から延出されたライトガイドケーブル８と信号ケーブル９とを有し、ライトガイドケーブル８の端部の光源用コネクタ８aと信号ケーブル９の端部の信号用コネクタ９aとは制御装置３に着脱自在に接続される。

挿入部６内には照明光を伝送（又は導光）するライトガイド１１が挿通され、このライトガイド１１の後端は、光源用コネクタ８aに至る。ライトガイド１１の後端には、制御装置３内の光源部（又は光源ユニット）１２から照明光が入射（供給）される。入射された照明光はライトガイド１１により伝送され、挿入部６の先端部に設けられた照明窓に配置された先端面から、先端面に対向する被検体５内の患部等の観察部位側に照明光が拡開して照射される。なお、ライトガイド１１は、入射された蛍光観察用の励起光と、生体組織の形態情報を取得するための参照光とを（蛍光画像と、参照光画像を取得するための）照明光として伝送する。

【０００８】

照明窓に隣接して設けられた観察窓には対物レンズ１３が配置され、励起光が照射された部位側から発せられる蛍光の光学像を撮像素子としての電荷結合素子（ＣＣＤと略記）１４の撮像面に結像すると共に、参照光が照射された場合には、照射された部位で反射された反射光の光学像をＣＣＤ１４の撮像面に結像する。なお、本実施形態においては、撮像素子としてカラーフィルタを有しない、モノクロのＣＣＤ１４を用いている。

対物レンズ１３とＣＣＤ１４の撮像面との間の光路中には、励起光をカットする励起光カットフィルタ１５が配置されている。このため、上記のように励起光と参照光とを観察部位に照射した場合、観察部位側で反射された励起光の光は励起光カットフィルタ１５によりカットされる。

また、内視鏡２には、挿入部６の後端付近に処置具挿入口１６aが設けられ、処置具挿入口１６aは挿入部６の長手方向に沿って設けられた処置具用チャンネル１６と連通している。本実施形態においては、処置具用チャンネル１６内には治療を行うためのレーザ光による治療光を導光する光ファイバ１７が挿通され、処置具挿入口１６aの外部に延出された光ファイバ１７の後端のコネクタ１７aは、制御装置３に着脱自在に接続される。

【０００９】

この光ファイバ１７の後端には、光源部１２において発生した治療光と、治療光の照射位置を視認できるようにするためのガイド光とが入射される。治療光とガイド光は、この光ファイバ１７により伝送され、処置具用チャンネル１６の先端開口から突出される光ファイバ１７の先端面から、該先端面に対向する前方側に小さなビーム径で出射される。

なお、本実施形態においては、後述するように治療光を照射（発生）する位置を確認するために、治療光を照射しない状態においてガイド光のみを照射する場合がある。

本実施形態においては、励起光と治療光とは同じ波長帯域に設定されており、従って治療光による反射光は励起光カットフィルタ１５によりカットされ、ＣＣＤ１４は、この反射光による像を生成しない。一方、ガイド光の波長帯域は、励起光カットフィルタ１５を透過する波長帯域に設定されており、ＣＣＤ１４は、ガイド光による被検体側からの反射光の像を撮像する。ＣＣＤ１４は、制御装置３内の画像処理部（又は画像処理ユニット）２１により画像処理され、画像処理部２１は、生成した画像信号をモニタ４に出力し、モニタ４は、ＣＣＤ１４により撮像した画像を表示する。従って、治療光が照射された状態においては、モニタ４に表示されるガイド光による画像から治療光の照射位置を確認することができる。

【００１０】

また、本実施形態においては、光源部１２を制御する光源制御部（又は光源制御ユニット）２２と、該光源制御部２２や画像処理部２１に指示入力などを行うキーボード又はマウス等を備える入力部（又は入力ユニット）２３とを備える。

入力部２３は、例えば治療位置を入力するデータ入力部２３aと、撮像信号に基づいて

10

20

30

40

50

、治療光の照射を自動的に行う自動制御モード（又は自動モード）M a と、治療光の照射を手動により行う手動モードM mとを選択するモード設定スイッチS W 1 と、治療光の照射のO N / O F Fを行う治療光用スイッチS W 2 とを有する。なお、図1においては、光源部1 2 と別体で光源制御部2 2 を設けた例を示しているが、光源部1 2 が光源制御部2 2 を含む構成にしても良い。

本実施形態においては、被検体5 に対して病変部位（又は病変部）に集積し易い特性を有し、所定の波長帯域の励起光が照射されると、蛍光を発する蛍光物質を投与した後に、病変部位を治療するための処置を治療光の照射により行う。

【0011】

また、本実施形態においては、前述したP I T による治療法を行うため、上記蛍光物質として、励起光と同じ波長帯域の治療光の照射により、病変組織を消滅させる作用を有する蛍光物質を採用する。このため、治療光を蛍光物質が集積した病変部位に照射することにより、治療光は病変組織を消滅させるように作用する作用光の機能を持つ。換言すると、治療光は、作用光を形成すると見なすことができる。

光源部1 2 は、所定の波長帯域の励起光を発生する励起光用光源2 4 a と、参照光を発生する参照光用光源2 4 b と、治療光を発生する治療光用光源2 4 c と、ガイド光を発生するガイド光用光源2 4 d と、を有する。

図2 A は、励起光用光源2 4 a が発生する励起光の波長帯域及び強度の特性L e x と、参照光用光源2 4 b が発生する参照光の波長帯域及び強度の特性L r e と、を示す。図2 A に示す例では、励起光の波長帯域は6 0 0 ~ 6 5 0 n m に設定され、参照光の波長帯域は緑の波長帯域に属する例えば5 3 0 ~ 5 5 0 n m に設定されている。そして、上記の蛍光物質が投与された状態の被検体5 に対して、励起光を照射することにより、蛍光物質は、図2 C に示すような波長帯域L f l の蛍光を発する。

【0012】

図2 B は、治療光用光源2 4 c が発生する治療光の波長帯域及び強度の特性L t r と、ガイド光用光源2 4 d が発生するガイド光の波長帯域及び強度の特性L g a と、を示す。図2 B に示す例では、治療光の波長帯域は、上述した治療光の波長帯域と同じ6 0 0 ~ 6 5 0 n m に設定され、ガイド光の波長帯域は、例えば緑の波長帯域に属する例えば5 3 0 ~ 5 5 0 n m に設定されている。

図2 C は、励起光カットフィルタ1 5 の透過特性F t を示す。図2 C に示すように励起光カットフィルタ1 5 は、励起光の波長帯域であると共に治療光の波長帯域を含む例えば5 9 0 ~ 6 6 0 n m をカットし、緑の波長帯域と、上記蛍光物質が発生する蛍光の波長帯域L f l を透過する特性に設定されている。図2 C においては、励起光カットフィルタ1 5 は、4 0 0 ~ 5 9 0 n m と6 6 0 ~ 8 0 0 を超える赤外域を透過する特性に設定されている。

なお、C C D 1 4 は可視帯域と共に赤の波長帯域の長波長側の上記蛍光の波長帯域を含む赤外の波長帯域においても感度を有する。

【0013】

図1 に示すように励起光用光源2 4 a が発生する励起光は、対向する光路上に配置されたミラー2 5 a により反射され、該ミラー2 5 a による反射光は、対向する光路上に配置されたダイクロイックミラー2 5 b による波長に応じた選択的な反射／透過特性により励起光が選択的に反射され、反射光の光路上に配置された集光レンズ2 5 c を経てライトガイド1 1 の後端面に入射される。

また、参照光用光源2 4 b が発生する参照光は、対向する光路上に配置されたダイクロイックミラー2 5 b に入射し、該ダイクロイックミラー2 5 b により参照光が選択的に透過し、透過した光路上に配置された集光レンズ2 5 c を経てライトガイド1 1 の後端面に入射される。なお、本実施形態においてはモノクロの撮像素子を用いるために、光源制御部2 2 は、後述するように、励起光と参照光とを面順次で発生するように励起光用光源2 4 a と参照光用光源2 4 b とを制御し、被検体5 内の観察部位側には面順次で励起光と参照光とが照射される。

10

20

30

40

50

また、治療光用光源 2 4 c が発生した治療光は、対向する光路上に配置されたダイクロイックミラー 2 5 d に入射し、該ダイクロイックミラー 2 5 d により治療光が選択的に透過し、透過した光路上に配置された光ファイバ 1 7 の後端面に入射される。

【 0 0 1 4 】

また、ガイド光用光源 2 4 d が発生したガイド光は、対向する光路上に配置されたミラー 2 5 e により反射され、該ミラー 2 5 e による反射光は、対向する光路上に配置されたダイクロイックミラー 2 5 d により選択的に反射され、反射光の光路上に配置された光ファイバ 1 7 の後端面に入射される。

一方、CCD 1 4 は、画像処理部 2 1 内の CCD 駆動回路 3 1 が発生する CCD 駆動信号の印加により、光電変換した撮像信号を出力する。撮像信号は、画像処理部 2 1 内の前処理回路 3 2 に入力される。前処理回路 3 2 は、内部の相関二重サンプリング回路 (C D S 回路) により、撮像信号における信号成分を抽出し、さらに A / D 変換等してマルチプレクサ 3 3 に画像信号として出力する。画像処理部 2 1 における前処理回路 3 2 は、このように CCD 1 4 から出力される撮像信号から画像信号に変換する前処理を行うと定義しても良いが、CCD 1 4 から出力される撮像信号に対する信号処理した撮像信号をマルチプレクサ 3 3 に出力すると定義しても良い。両者は、形式的な違いであり、実質的には同じ内容となる。本明細書においては、主に前者の場合に沿って説明する。

マルチプレクサ 3 3 の出力端は、3つのフレームメモリを備えたメモリ部 3 4 と接続されている。メモリ部 3 4 を形成する3つのフレームメモリとしての蛍光用メモリ 3 4 a、参照光用メモリ 3 4 b、ガイド光用メモリ 3 4 c がマルチプレクサ 3 3 に接続され、マルチプレクサ 3 3 は面順次で3つのフレームメモリを切り替える。なお、後述するようにガイド光が照射されない状態においては、マルチプレクサ 3 3 は面順次で2つのフレームメモリを切り替える。

3つのフレームメモリに格納された画像信号は、表示制御回路 3 5 に入力され、表示制御回路 3 5 は、蛍光画像、参照光画像、ガイド光画像をそれぞれ異なる色に割り当てて重畳 (合成) した観察画像としての重畳画像の画像信号を生成し、モニタ 4 に出力する。モニタ 4 は、それぞれ異なる色が割り当てられた蛍光画像、参照光画像、ガイド光画像をカラー表示する。

【 0 0 1 5 】

また、画像処理部 2 1 は、蛍光用メモリ 3 4 a の蛍光画像とガイド光用メモリ 3 4 c のガイド光画像との画像信号に対する処理を行う蛍光 / ガイド光処理回路 3 6 を有し、蛍光 / ガイド光処理回路 3 6 は、蛍光画像の領域 (としての蛍光領域) を抽出する蛍光領域抽出回路 3 6 a と、抽出された蛍光領域が設定された閾値以上の蛍光輝度 (又は信号レベル) L f を有するか否かを判定する判定回路 3 6 b とを有する。

判定回路 3 6 b は、閾値以上の蛍光輝度 L f を有すると判定した場合には、判定信号を光源制御部 2 2 に送り、光源制御部 2 2 は、ガイド光用光源 2 4 d がガイド光を連続的に発生する (ガイド光 ON となる) ように制御する (図 4 参照) 。

また、ガイド光を発生した状態においては、蛍光 / ガイド光処理回路 3 6 は、ガイド光の画像信号からガイド光の照射位置 (ガイド光位置) P g を抽出 (取得) する処理を行うガイド位置抽出回路 3 6 c を有し、さらに判定回路 3 6 b は、抽出したガイド光の照射位置 P g とデータ入力部 2 3 a から手動で入力される (作用光として機能する) 治療光の照射位置として設定される (設定位置としての) 治療位置 P t 又は蛍光画像から画像処理により自動的に設定される治療位置 P t とが一致するか否かの位置判定を行う。

【 0 0 1 6 】

また、判定回路 3 6 b は、ガイド光の照射位置 P g と治療位置 P t とが一致 (P g = P t) した場合の一致判定信号を光源制御部 2 2 に送り、光源制御部 2 2 は、モード選択スイッチ S W 1 により自動モード M a が選択 (設定) されている場合には、治療光用光源 2 4 c が治療光を発生するように制御する。

一方、手動モード M m が選択されている場合には、表示制御回路 3 5 を介してモニタ 4 においてガイド光の照射位置 P g と治療位置 P t とが一致している旨の表示を行い、内視

10

20

30

40

50

鏡装置 1 のユーザとしての術者に対して、治療光を照射するのに適した状態であることを表示により告知する。

また、画像処理部 2 1 は、CCD 駆動回路 3 1、前処理回路 3 2、マルチプレクサ 3 3、メモリ部 3 4 等の制御を行う制御回路 3 7 を有し、この制御回路 3 7 は、光源制御部 2 2 と信号線で接続され、一方の制御に連動した制御動作を行うことができるようにしている。

【0017】

例えば、(後述するように)内視鏡装置 1 が動作状態になった初期状態においては、光源部 1 2 は、励起光と参照光とを交互に発生し、治療光やガイド光を発生しない蛍光観察モードで動作する。従ってこの蛍光観察モードで動作する状態においては、制御回路 3 7

10

は、蛍光画像と参照光画像を生成する画像処理を行う。
この場合には、制御回路 3 7 は、マルチプレクサ 3 3 をメモリ部 3 4 における 2 つのフレームメモリとしての蛍光用メモリ 3 4 a と、参照光用メモリ 3 4 b 間で切り替える(蛍光用メモリ 3 4 a には蛍光画像を格納し、参照光用メモリ 3 4 b には参照光画像を格納する)ように制御する。

蛍光観察モードにおいて、病変部位に蛍光物質が集積し、閾値以上の蛍光輝度 L_f が検出された場合には、ガイド光を照射して、光ファイバ 1 7 の照射位置の確認を行う位置確認モードとなり、この位置確認モードの後に治療光を照射して治療を行う治療観察モードに移る。換言すると、ガイド光を照射する位置確認モードは、蛍光観察モードと治療観察モードとの間の中間モードとも言える。

20

【0018】

上記ガイド光を照射する位置確認モードになると、光源制御部 2 2 は、制御回路 3 7 にガイド光を照射(ON)の信号を送り、制御回路 3 7 は、蛍光画像と、参照光画像の他にガイド光画像を生成する処理を行うように制御する。

この位置確認モードにおいては、制御回路 3 7 は、マルチプレクサ 3 3 をメモリ部 3 4 における 3 つのフレームメモリとしての蛍光用メモリ 3 4 a と、参照光用メモリ 3 4 b とガイド光用メモリ 3 4 c と間で順次切り替える(蛍光用メモリ 3 4 a には蛍光画像、参照光用メモリ 3 4 b には参照光画像、ガイド光用メモリ 3 4 c にはガイド光画像をそれぞれ格納する)ように制御する。

後述するように、蛍光画像と参照光画像には、ガイド光の照射によるガイド光画像が混ざる状態となるため、例えば表示制御回路 3 5 は、ガイド光画像が混在(又は混合)した状態の蛍光画像と参照光画像とに対して、混在しない状態で取得又は生成されるガイド光画像を減算して混在しない蛍光画像と参照光画像を生成する。

30

また、この位置確認モードになると、ガイド位置抽出回路 3 6 c は、ガイド光の照射位置 P_g を抽出し、抽出した位置情報を判定回路 3 6 b に送り、判定回路 3 6 b は、治療位置 P_t と一致するか否かを判定する。そして、一致した場合には、自動モード M_a が選択されている場合には、判定回路 3 6 b による一致した判定結果に基づいて光源制御部 2 2 は、治療光用光源 2 4 c が治療光を発生するように制御する。

【0019】

一方、手動モード M_m が選択されている場合には、判定回路 3 6 b による一致した判定結果に基づいて表示制御回路 3 5 は、一致した旨の表示をモニタ 4 で行うように制御し、術者が治療光用光源 2 4 c から治療光を発生し治療を行うに適した状態であることを告知する。術者は、手動モード M_m においても、このような表示が行われるため、治療光を照射するタイミングを適切に行うことが容易にできる。

40

また、治療光を照射する状態になった状態においても、判定回路 3 6 b は、ガイド位置抽出回路 3 6 c によるガイド光の照射位置 P_g が治療位置 P_t の近傍に存在しているか否かを判定し、治療位置 P_t の近傍領域 R (図 8 B 参照)として設定された領域の外側にずれた場合には光源制御部 2 2 を介して治療光の発生(照射)を停止する。具体的には、判定回路 3 6 b は、ガイド光の照射位置 P_g が治療位置 P_t の近傍に存在していないと判定した場合には、判定結果の判定信号を光源制御部 2 2 に送り、光源制御部 2 2 は、治療光

50

光源 2 4 c に対して治療光の発生（照射）を停止するように制御する。

また、蛍光 / ガイド光処理回路 3 6 は、蛍光画像（信号）が治療を要する高輝度領域 R f h を有するか否かを判定回路 3 6 b が判定する場合に用いる閾値 V t h 等のデータを格納するメモリ 3 6 d を有する。

なお、本実施形態においては、図 4 において説明するように異なる第 1 及び第 2 のタイミング（図 4 では異なるフレーム期間）において励起光と参照光を照射し、また第 3 のタイミングにおいて両光を消灯し、ガイド光を照射するように光源制御部 2 2 が制御する。また、光源制御部 2 2 は、第 3 のタイミングにおいてガイド光を照射した場合には該ガイド光を連続的に照射するように制御する。

【 0 0 2 0 】

このように、ガイド光を連続的に照射するため、ガイド光を照射した第 3 のタイミング以降において周期的に第 1 又は第 2 のタイミングになった場合においても励起光とガイド光、参照光とガイド光とがそれぞれ同時に照射される状態になる。また、ガイド光が照射された状態においては、作用光の機能を持つ治療光を照射するに適したタイミングにおいては（画像処理の結果に基づいて自動的に、又は術者による手動の操作により）、治療光を連続的に照射するように光源制御部 2 2 が制御する。

また、モノクロの C C D 1 4 を用いた場合においては、該 C C D 1 4 は、上記のように励起光、参照光、ガイド光が照射される状態、またはさらに治療光が照射された状態においては、（第 1 のタイミングにおける励起光の照射により）被検体 5 における観察部位側から発せられる蛍光と、ガイド光の連続照射によるガイド光とに対応した第 1 の撮像信号を画像処理部 2 1 に出力する。

また、C C D 1 4 は、（第 2 のタイミングにおける参照光の照射により）被検体 5 における観察部位側から発せられる参照光と、ガイド光の連続照射によるガイド光とに対応した第 2 の撮像信号を画像処理部 2 1 に出力する。また、C C D 1 4 は、第 3 のタイミングにおけるガイド光、又はガイド光と治療光のみが照射された期間においては、ガイド光とに対応した第 3 の撮像信号を画像処理部 2 1 に出力する。

第 3 の撮像信号は、ガイド光のみを含む撮像信号となり、ガイド光と蛍光とを含む第 1 の撮像信号、ガイド光と参照光とを含む第 2 の撮像信号は、画像処理部 2 1 に入力され、画像処理部 2 1 は、減算の画像処理により、蛍光画像、参照光画像、ガイド光画像の画像信号を生成する。

【 0 0 2 1 】

本実施形態の内視鏡装置 1 は、病変部位に集積し、かつ励起波長の光が照射されることで蛍光を発し、かつ前記励起波長の光が照射されることで生体組織に対して特定の作用をする蛍光物質が投与された被検体 5 に対して、前記励起波長を有し前記蛍光を発生させるための励起光を照射する励起光用光源部を形成する励起光用光源 2 4 a と、前記励起波長とは異なる波長であり、前記被検体 5 の形態情報を取得するための参照光を照射する参照光用光源部を形成する参照光用光源 2 4 b と、前記被検体 5 に対して前記励起光用光源部及び参照光用光源部からの光が照射される領域のうちの所定の領域に対して、前記被検体 5 に投与された前記蛍光物質が前記特定の作用をさせるために収束された前記励起波長を有する作用光としての治療光を照射する作用光用光源部を形成する治療光用光源 2 4 c と、（前記作用光が照射される）前記所定の領域に対して、前記励起波長とは異なる波長のガイド光を照射するガイド光用光源部を形成するガイド光用光源 2 4 d と、前記被検体 5 からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部を形成する C C D 1 4 と、前記撮像部と前記被検体 5 との間に設けられ、前記励起波長の光をカットする励起光カットフィルタ 1 5 と、前記励起光用光源部、前記参照光用光源部、及び前記ガイド光用光源部からの光が照射された前記被検体 5 を前記撮像部による撮像により生成される前記撮像信号から、前記励起光が照射された前記被検体 5 から発生する前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記参照光が照射された前記被検体 5 の形態情報と、前記被検体 5 における前記作用光の照射位置となるガイド光の照射位置 P g を表すガイド光情報とを生成する情報生成部を形成する画像処理部 2 1 と、前記情報生成部において生成された前記被検体 5 の形態情報に対して前

記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた観察画像を生成する画像生成部を形成する表示制御回路35と、を有することを特徴とする。

【0022】

なお、上記情報生成部を形成する画像処理部21は、前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記被検体5におけるガイド光の照射位置Pgを表すガイド光情報とを生成する蛍光/ガイド光処理回路36を含む。

次に図3を参照して本実施形態の動作を説明する。図3は、本実施形態の代表的な処理手順のフローチャートを示す。本実施形態においては、予め、被検体5には、PITの治療法に対応した蛍光物質が投与される。蛍光物質が投与された後、蛍光物質が病変部位に集積する程度の時間経過後において、内視鏡装置1により、被検体5内の患部等の観察部位を観察する。

10

図3における最初のステップS1においては、光源部12は、図4に示すように励起光と参照光とを面順次で発生し、励起光と参照光はライトガイド11により伝送され、ライトガイド11の先端面から励起光と参照光とが拡開して観察部位側に照射される。

図4において、Tは1フレーム期間を示し、例えば励起光を第1のタイミングとなる1フレーム期間T照射し、その1フレーム期間Tの励起光の照射により被検体5に投与された蛍光物質から発せられる蛍光像をCCD14により取得(撮像)する。また、励起光が消灯(OFF)となる第2のタイミングにおける次の1フレーム期間Tにおいては、該1フレーム期間Tよりも短い照明期間Tr、参照光を照射する。このように1フレーム期間Tよりも短い照明期間Trのみ参照光を照射することにより、蛍光で撮像した場合の蛍光像の輝度レベルと参照光の照射により取得した参照光像の輝度レベルとを適度のレベルに揃えることができる。

20

なお、参照光も1フレーム期間T、照明し、CCD14による電子シャッタにより、実質的に照明期間を短くした場合と同等の参照光による参照光像を撮像するようにしても良い。

【0023】

上記のように(撮像部を形成する)CCD14は、励起光の照射時において観察部位側から発せられる蛍光像と、参照光の照射時において観察部位側で反射された参照光像と、を面順次で撮像し、面順次で撮像した蛍光撮像信号と参照光撮像信号とを画像処理部21に出力し、画像処理部21は、前処理回路32において、蛍光撮像信号と参照光撮像信号とを蛍光画像信号と参照光画像信号に変換する処理を行う。つまり、図3におけるステップS2に示すように画像処理部21(の前処理回路32)は、蛍光画像(信号)と参照光画像(信号)を生成する。

30

蛍光画像信号と参照光画像信号は、それぞれ蛍光用メモリ34aと参照光用メモリ34bに格納される。なお、蛍光用メモリ34aと参照光用メモリ34bは、モニタ4に画像をカラー表示する場合のRチャンネル用画像メモリとBチャンネル用画像メモリとして機能する。但し、さらにガイド光が照射された場合には、2つの画像を混合した状態で格納する場合が発生する。

図5Aと図5Bは、CCD14により撮像され、生成された蛍光画像Ifと参照光画像Irを示す。

40

【0024】

蛍光用メモリ34aと参照光用メモリ34bに格納された蛍光画像信号と参照光画像信号とは同時に読み出され、表示制御回路35は蛍光画像信号をモニタ4のRチャンネルに出力し、参照光画像信号をモニタ4のBチャンネルに出力するように蛍光画像と参照光画像とを重畳した重畳画像の画像信号をモニタ4に出力する。

図3におけるステップS3に示すようにモニタ4は、図5Cに示すように蛍光画像Ifと参照光画像Irとをそれぞれ異なる色に割り当てて重畳(合成)した重畳画像を表示する。図5Cにおいて表示される重畳画像においては、蛍光画像If部分は赤色で、参照光画像Ir部分は青色で表示される。

また、術者は、ステップS4に示すように入力部23のモード選択スイッチSW1)の

50

操作により、自動モードM aと手動モードM mとの設定を行う。

また、ステップS 5に示すように術者は、モニタ4に表示される重畳画像における蛍光画像を参照して、入力部23のデータ入力部23aから治療位置P tを手動により指定する。手動による指定を行わないで後述するように画像処理によりガイド光画像から治療位置P tを自動で設定（又は検出）するようにしても良い。蛍光/ガイド光処理回路36は、入力部23から設定されたモードの情報と、手動により指定された治療位置P tの情報（自動モードM a場合には、この情報は入力されない）を蛍光/ガイド光処理回路36内のメモリ36dに格納する。

【0025】

次のステップS 6において蛍光/ガイド光処理回路36内の蛍光領域抽出回路36aは、蛍光用メモリ34aに格納された蛍光画像（信号）から0レベルより大きい輝度レベル（又は0より大きく設定された所定の閾値以上）の蛍光画像の領域R fを抽出する。蛍光領域抽出回路36aは、抽出した蛍光画像の領域R fの蛍光画像（信号）を判定回路36bに送る。

蛍光領域抽出回路36aは、手動により治療位置P tが指定されない場合には、蛍光画像の領域R fを抽出する機能の他に、抽出した蛍光画像の領域R fから閾値V t h以上の蛍光画像における高輝度領域R f hの有無を判定し、さらに高輝度領域R f hの輝度重心の位置等を治療位置P tとして設定する機能を有する。つまり、本実施形態においては、手動により治療位置P tを指定したり、画像処理により治療位置P tを設定することもできる。

また、次のステップS 7において判定回路36bは、蛍光画像（信号）が治療を要する閾値V t h以上の高輝度領域R f h（図3ではV t h以上の領域R f hと略記）を有するか否かを、予め設定された閾値V t hと比較することにより判定する。なお、閾値V t hは、治療を要する病変部位において蛍光物質が集積した場合の蛍光輝度から予め設定される。また、この閾値V t hは、データ入力部23aから例えばメモリ36dに格納される。

【0026】

ステップS 7により、閾値V t h以上の高輝度領域R f hが検出されない場合には、ステップS 6の処理に戻り、閾値V t h以上の高輝度領域R f hが検出された場合には、ステップS 8の処理に移る。

ステップS 8において判定回路36bは、判定結果を光源制御部22に送り、光源制御部22はガイド光用光源24dがガイド光を連続して発生するように制御する。図4は、ガイド光用光源24dが、ガイド光を時間t g以降、連続して発生する様子を示す。光ファイバ17は、ガイド光を伝送し、光ファイバ17の先端面からガイド光を観察部位側に射出する。

【0027】

光ファイバ17は、該光ファイバ17に入射されたガイド光を、（図1に示すように）先端面から光束が広がらないで収束させた状態で観察部位側に連続して射出する。なお、ガイド光を照射する状態になった後において、判定回路36bにより閾値V t h以上の高輝度領域R f hが検出されなくなったと判定した場合には、その判定信号を光源制御部22に送り、光源制御部22がガイド光用光源24dに対してガイド光の発生を停止させるように制御しても良い。この場合には、光源制御部22は、治療光の発生も停止させるように制御する。

上記のようにガイド光を連続的に射出する場合、光源制御部22は、図4に示すように励起光と参照光とを交互で発生させた状態からガイド光のみを発生（照射）する第3のタイミングとなる照射期間となるフレーム期間を生成するように発光の制御を行う。

なお、本実施形態においては、閾値V t h以上の高輝度領域R f hが検出された場合には、手動モードM mにおいてもステップS 8においてガイド光を照射するようにしているが、手動モードM mの場合には、閾値V t h以上の高輝度領域R f hが検出された旨をモニタ4において表示し、術者が入力部23からガイド光の照射を行う操作を促すような構

10

20

30

40

50

成にしても良い。

【0028】

光源制御部22は、ガイド光を連続して発生させた信号を画像処理部21の制御回路37に送り、制御回路37は、ガイド光のみが照射された状態で撮像したガイド光画像を、マルチプレクサ33を介してガイド光用メモリ34cに格納する。図6Aは、ガイド光用メモリ34cに格納されるガイド光画像I_gを示す。

ガイド光用メモリ34cは、モニタ4がカラー画像を表示する場合におけるR、G、BチャンネルにおけるGチャンネルに出力する画像メモリの機能を持つ。

なお、図6Aに示すガイド光画像I_gにおいては、例えば中心側の円が、治療光が伝送されて光ファイバ17の先端から照射される部分（ガイド光画像では例えば黒色（信号レベルが0）となる）を示し、この円の外側の円環がガイド光部分となり、緑色の画素値が高い部分として検出される。図6Aの場合においては円環の中心が治療光の照射位置となる。図6Aにおける治療光を伝送する部分を共通にして、ガイド光も伝送するようにしても良い。

ガイド光が連続照射された場合には、蛍光用メモリ34aに格納される画像は、図6Bに示すように蛍光画像I_fとガイド光画像I_gとが混在した画像I_f + I_gとなり、また参照光用メモリ34bに格納される画像は、図6Cに示すように参照光画像I_rとガイド光画像I_gとが混在した画像I_r + I_gとなる。

【0029】

（図3に示す）次のステップS9において表示制御回路35は、図7に示すように減算処理を行い、蛍光画像I_f、参照光画像I_r、ガイド光画像I_gをそれぞれ異なる色信号として生成し、それぞれ異なる色信号をモニタ4のR、B、Gチャンネルに出力する。

図7に示すように表示制御回路35内の減算処理回路35aは、蛍光用メモリ34aに格納された1フレーム期間Tにおいて（同時に）取得された蛍光画像I_fとガイド光画像I_gから、隣接する1フレーム期間Tにおいて取得され、ガイド光用メモリ34cに格納されたガイド光画像I_gを減算する処理を行うことにより、蛍光画像を抽出し、モニタ4のRチャンネルに出力する。

また、表示制御回路35の減算処理回路35bは、参照光用メモリ34bに格納された1フレーム期間Tにおいて（同時に）取得された参照光画像I_rとガイド光画像I_gから、隣接する1フレーム期間Tにおいて取得され、ガイド光用メモリ34cに格納されたガイド光画像I_gを減算する処理を行い、参照光画像I_rを抽出し、モニタ4のBチャンネルに出力する。また、表示制御回路35は、ガイド光用メモリ34cに格納されたガイド光画像I_gを、モニタ4のGチャンネルに出力する。

【0030】

なお、CCD14により撮像され、モニタ4に表示される画像の明るさを電子シャッタにより診断し易い明るさに調整するような場合においては、上述した減算処理を以下のように電子シャッタによる撮像期間（電子シャッタ値と呼ぶ）を考慮した処理を行うようにしても良い。つまり、減算処理回路35aは、減算処理の前に同時に取得された蛍光画像I_fとガイド光画像I_g（図7において減算処理回路35aに入力されるI_f + I_g）、及び隣接するフレーム期間に単独で取得されたガイド光画像I_gの輝度値を補正する処理を実施してもよい。具体的には、各フレーム期間の輝度レベルをCCD14の電子シャッタにより調整した場合、蛍光画像I_fとガイド光画像I_gを同時に取得するフレーム期間の電子シャッタ値に対する隣接するフレーム期間において単独で取得されるガイド光画像I_gの電子シャッタ値を定数αとすると、減算処理回路35aは減算処理の前に隣接するフレーム期間におけるガイド光画像I_gの各画素の輝度値を1/αに補正する処理を実施する。そして、補正する処理を実施した後、減算を行う。このように減算前のガイド光画像の明るさを調整することで、電子シャッタを利用した場合に対して、より高精度に蛍光画像I_fを抽出することができる。

また、減算処理回路35bは、上記の減算処理回路35aにおいての説明と同様に、減算処理の前に同時に取得された参照光画像I_rとガイド光画像I_g（図7において減算処

10

20

30

40

50

理回路 35b に入力される $I_r + I_g$)、及び隣接フレーム期間において単独で取得されたガイド光画像 I_g の輝度値を輝度レベルの調整値 (たとえば CCD 14 による電子シャッタ値) に基づいて補正する処理を実施すれば良い。

【0031】

モニタ 4 は、図 6D に示すように 3 つの画像がそれぞれ異なる色に割り当てた状態で重畳 (合成) した画像 $I_f + I_r + I_g$ としてカラー表示する。より具体的に示すと、この画像 $I_f + I_r + I_g$ は、画像 $I_f (R) + I_r (B) + I_g (G)$ となる。ここで、 $I_i (J)$ は、画像 $I_i (i = f, r, g)$ が $J (J = R, B, G)$ 色で表示されることを表す。

術者は、図 6D の画像 $I_f + I_r + I_g$ を観察することにより、蛍光画像 $I_f (R)$ から (換言すると、病変部位に集積し蛍光物質が発生する蛍光画像から) 病変の程度を確認でき、ガイド光画像の位置から治療光を照射する位置を確認することができると共に、ガイド光画像 $I_g (G)$ の位置を蛍光画像における病変部位の位置に設定する操作が行い易くなる。

次のステップ S10 において蛍光 / ガイド光処理回路 36 内のガイド位置抽出回路 36c は、ガイド光用メモリ 34c に格納されたガイド光画像から当該ガイド光画像の中心位置をガイド光の照射位置 P_g として抽出し、判定回路 36b に送る。

次のステップ S11 において判定回路 36b は、ガイド光の照射位置 P_g と治療位置 P_t とが一致するか否かの判定を行う。

図 8A と図 8B は判定回路 36b による判定の動作の説明図を示す。図 5A に示す蛍光画像 I_f の状態と、例えば図 6A に示すガイド光画像 I_g の状態においては、蛍光画像 I_f に対して手動又は画像処理で設定される治療位置 P_t とガイド光の照射位置 P_g とは異なる。図 8A は、このように蛍光画像 I_f から設定される治療位置 $P_t (X_f, Y_f)$ とガイド光の照射位置 $P_g (X_g, Y_g)$ とが異なる状態を示す。なお、 $P_t (X_f, Y_f)$ 、 $P_g (X_g, Y_g)$ は、蛍光画像 I_f 、ガイド光画像 I_g における治療位置 P_t 、照射位置 P_g における XY 座標系 (X, Y) 上の 2 次元位置を表す。また、図 8A、図 8B における斜線は、信号レベル (画素値) が殆ど 0 となる暗い画像部分を示している。

【0032】

これに対して、術者が図 8A の状態のガイド光の照射位置 $P_g (X_g, Y_g)$ を治療位置 $P_t (X_f, Y_f)$ に移動し、図 8B に示すように治療位置 $P_t (X_f, Y_f)$ とガイド光の照射位置 $P_g (X_g, Y_g)$ とが一致すると、判定回路 36b は、一致したと判定する。

ステップ S11 において治療位置 P_t とガイド光の照射位置 P_g とが一致しない判定結果の場合には、ステップ S10 の処理に戻る。

一方、治療位置 P_t とガイド光の照射位置 P_g とが一致する判定結果の場合には、ステップ S12 の処理に移る。

次のステップ S12 において判定回路 36b は、現在、自動モード Ma が選択されているか否かの判定を行う。そして、自動モード Ma が選択されている判定結果の場合には、次のステップ S13 において判定回路 36b は光源制御部 22 に治療光を発生させる信号を送る。

光源制御部 22 は、治療光用光源 24c に対して治療光を発生させるように制御し、治療光用光源 24c は治療光を連続的に発生する。治療光用光源 24c で発生した治療光は、ガイド光を伝送する光ファイバ 17 により伝送され、ガイド光が照射される位置に治療光が照射される。なお、ガイド光が照射される位置、治療光が照射される位置は、通常、点状に狭い領域となる。換言すると、治療光は収束した状態で治療位置 P_t に照射される。

【0033】

図 4 では、治療光用光源 24c が治療光を時間 t_t 以降連続的に発生する様子を示す。なお、治療光は、励起光と同じ波長帯域の光であり、励起光カットフィルタ 15 によりカットされるため、CCD 14 による撮像には影響しない。

治療光が照射される状態においては、ステップ S 1 4 に示すように判定回路 3 6 b は、ガイド位置抽出回路 3 6 c により抽出されるガイド光の照射位置 P g をモニタする。

そして、次のステップ S 1 5 において判定回路 3 6 b は、ガイド光の照射位置 P g が治療位置 P t の近傍領域 R 以内に存在するか否かを判定する。図 8 B において点線により治療位置 P t を含むその近傍領域 R を示す。この近傍領域 R は、術者が入力部 2 3 から手動で設定しても良いし、(蛍光領域抽出回路 3 6 a による) 画像処理により治療位置 P t より若干輝度レベルが低い範囲を近傍領域 R として設定しても良いし、治療位置 P t と殆ど同じ点に近い領域として設定 (実質的に照射位置 P g が治療位置 P t と一致しているか否かのように設定) しても良い。

ステップ S 1 5 において、ガイド光の照射位置 P g が治療位置 P t の近傍領域 R 以内に存在しない判定結果の場合には、判定回路 3 6 b は、その判定信号を光源制御部 2 2 に送る。

【 0 0 3 4 】

次のステップ S 1 6 において光源制御部 2 2 は、治療光用光源 2 4 c が治療光を発生しないように制御する。つまり治療光は O F F となり、ステップ S 1 0 の処理に戻る。一方、ガイド光の照射位置 P g が治療位置 P t 近傍領域 R 以内に存在する判定結果の場合には、ステップ S 1 7 の処理に移る。このステップ S 1 7 において例えば制御回路 3 7 (又は判定回路 3 6 b) は、治療光の照射開始から所定の照射時間 t s が経過したか否かの判定を行い、所定の照射時間が経過していない場合には、ステップ S 1 4 の処理に戻る。これに対して、治療光の照射開始から所定の照射時間 t s が経過した判定結果の場合には、次のステップ S 1 8 において光源制御部 2 2 は治療光を O F F にして、図 3 の処理を終了する。

なお、制御回路 3 7 (又は判定回路 3 6 b) は、治療光の照射開始から、実際に治療光が照射されている時間を積算するように時間の計測を行い、計測した時間が予め設定された所定の照射時間 t s に達したか否かの判定を行う。

ステップ S 1 2 の判定処理において、自動モード M a でなく、手動モード M m が設定されている場合には、ステップ S 1 9 において判定回路 3 6 b は、治療位置 P t とガイド光の照射位置 P g とが一致した旨の信号を表示制御回路 3 5 に送る。表示制御回路 3 5 は、治療位置 P t とガイド光の照射位置 P g とが一致し、治療光を照射するのに適した状態である旨の表示を行う文字情報を生成しモニタ 4 で表示する。

【 0 0 3 5 】

術者は、治療光を照射するのに適した状態である旨の表示により、治療光用スイッチ S W 2 を操作するタイミングを把握することができる。

次のステップ S 2 0 において光源制御部 2 2 は、治療光用スイッチ S W 2 により治療光照射の操作が行われたか否かを判定し、操作されるのを待つ。

ステップ S 2 0 において (治療光用スイッチ S W 2 により) 治療光照射の操作が行われた場合には、次のステップ S 2 1 においてステップ S 1 3 の場合と同様に光源制御部 2 2 は、治療光用光源 2 4 c に対して治療光を発生させるように制御し、治療光用光源 2 4 c は、治療光を連続的に発生する。治療光用光源 2 4 c で発生した治療光は、ガイド光を伝送する光ファイバ 1 7 により伝送され、ガイド光が照射される位置に治療光が照射される。

次のステップ S 2 2 において判定回路 3 6 b は、ステップ S 1 4 の場合と同様に、ガイド位置抽出回路 3 6 c により抽出されるガイド光の照射位置 P g をモニタする。

そして、次のステップ S 2 3 において判定回路 3 6 b は、ステップ S 1 5 の場合と同様に、ガイド光の照射位置 P g が治療位置 P t の近傍領域 R 以内に存在するか否かを判定する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 2 3 において、ガイド光の照射位置 P g が治療位置 P t の近傍領域 R 以内に存在しない判定結果の場合には、判定回路 3 6 b は、ステップ S 1 5 の場合と同様に、その判定信号を光源制御部 2 2 に送る。

10

20

30

40

50

次のステップ S 2 4 において判定回路 3 6 b は、ステップ S 1 6 の場合と同様に、光源制御部 2 2 は、治療光用光源 2 4 c が治療光を発生しないように制御する。つまり治療光は OFF となり、ステップ S 1 0 の処理に戻る。

一方、ガイド光の照射位置 P g が治療位置 P t の近傍領域 R 以内に存在する判定結果の場合には、ステップ S 1 7 の場合と同様にステップ S 2 5 の処理に移り、このステップ S 2 5 において例えば制御回路 3 7 (又は判定回路 3 6 b) は、治療光の照射開始から所定の照射時間 t s が経過したか否かの判定を行い、所定の照射時間 t s が経過していない場合には、ステップ S 2 2 の処理に戻る。

これに対して、治療光の照射開始から所定の照射時間 t s が経過した判定結果の場合には、次のステップ S 2 6 において表示制御回路 3 5 は、所定の照射時間 t s が経過した旨をモニタ 4 で表示するように制御し、次のステップ S 2 7 において光源制御部 2 2 は、治療光を OFF にする操作がされるのを待つ。

【 0 0 3 7 】

術者は、所定の照射時間 t s が経過した旨の表示を参考にして、治療を終了する場合には、治療光用スイッチ S W 2 を操作し、治療光を OFF にする。光源制御部 2 2 は治療光を OFF にする操作が行われた場合には、ステップ S 1 7 に示すように治療光を OFF にして、図 3 の処理を終了する。

このように動作する第 1 の実施形態によれば、蛍光による病変部位の位置を表す蛍光画像と、(ガイド光の照射位置 P g の表示により) 治療光の照射位置としての治療位置 P t とを同時に確認することができる観察画像を生成するので、治療光による照射による治療の処置を簡単に行うことができる。

また、治療位置 P t から外れた位置に治療光を照射する状態になると、自動的に治療光の照射を停止することができると共に、病変部位に照射された治療光の照射時間を精度良く計測できるため、治療光の照射時間を高精度に管理できる。

また、蛍光画像において閾値 V t h 以上の蛍光輝度 L f が検出されると自動的にガイド光が照射される状態に設定されるため、術者は病変部位の位置確認が簡単に行える。また、自動モード M a に設定した場合には、ガイド光の照射位置 P g が治療位置 P t に一致すると、治療光を照射する状態に設定するため、治療光の照射タイミングを遅滞なく行うことができ、短時間に治療を行うことができると共に、術者の負担を軽減できる。

【 0 0 3 8 】

上述した第 1 の実施形態においては、モノクロの撮像素子を用いた場合の内視鏡装置 1 を説明したが、図 9 に示す変形例のようにカラーフィルタ 4 1 を備えた撮像素子としての C C D 1 4 を用いて内視鏡装置 1 B を用いることもできる。

図 1 0 A は、モノクロの C C D 1 4 の撮像面に設けたカラーフィルタ 4 1 の 1 例を示す。カラーフィルタ 4 1 は、C C D 1 4 の撮像面における、例えば水平ラインの画素の上に R , G , B の光を透過する R , G , B ストライプフィルタ (単に、R , G , B フィルタと略記) 4 2 R , 4 2 G , 4 2 B が縦方向に周期的に配置されている。なお、R フィルタ 4 2 R は、R の他に赤外の波長帯域の蛍光も透過する特性を有する。

本変形例においては、励起光、参照光 (図 2 A 参照) 、治療光 (図 2 B 参照) は、第 1 の実施形態と同じ波長帯域の光を発生する。これに対して、ガイド光は、図 1 1 に示すように青の波長帯域の特性 L g a に設定される (なお、図 2 B において示したように図 1 1 に示す波長帯域よりも狭帯域の特性にしても良い) 。図 1 1 においては、治療光の波長帯域の特性 L t r も示している。また、蛍光物質は、第 1 の実施形態と同じ赤外の波長帯域の蛍光を発生し、また励起光カットフィルタ 1 5 は第 1 の実施形態と同じ透過特性のものが採用される。

【 0 0 3 9 】

本変形例の場合には、蛍光、参照光、ガイド光は、それぞれ R , G , B フィルタ 4 2 R , 4 2 G , 4 2 B によりそれぞれ (光学的に) 色分離されて C C D 1 4 の撮像面の各画素 4 3 (図 1 0 A 参照) に入射する。この場合、R , G , B フィルタ 4 2 R , 4 2 G , 4 2 B をそれぞれ通過した光を撮像する画素 4 3 は、それぞれ蛍光、参照光、ガイド光に感度

10

20

30

40

50

を有する蛍光画素、参照光画素、ガイド光画素としての機能を持つ。

【0040】

このため、本変形例においては、光源制御部22は、光源部12に対して励起光、参照光、ガイド光、治療光を、それぞれ連続光として発生するように制御する。なお、参照光の強度が大き過ぎる場合には、図4に示したように各フレーム期間Tにおいて該フレーム期間Tよりも小さい照明期間Trにおいて、パルス発光させたり、発光強度を下げて連続発光させるようにすれば良い。

また、本変形例における画像処理部21Bにおいては、CCD駆動回路31によりCCD駆動信号が印加されたCCD14は、1フレーム分の同時式のカラー撮像信号を出力し、該カラー撮像信号は前処理回路32'に入力される。図1の前処理回路32は、面順次の撮像信号に対する前処理を行っていたが、本変形例における前処理回路32'は、R、G、Bフィルタ42R、42G、42Bを透過して撮像したR、G、B撮像信号に対する前処理を行う。

また、本変形例においては、Rフィルタ42Rを透過した蛍光画素の撮像信号(R撮像信号)に対しては、例えば図10Bに示すようにピクセルビニング(画素加算)するピクセルビニング部(又はピクセルビニング回路)45を有する。

【0041】

CCD14におけるシフトレジスタ46は、通常は右端の出力端から加算回路47を経て1画素ずつの画素信号(撮像信号)を出力するが、水平方向の1ライン分のR画素の画素信号を出力するタイミングにおいて、CCD駆動回路31は、画素加算する(画素加算の)制御信号を加算回路47に送る。(画素加算の)制御信号が印加された加算回路47は、シフトレジスタ46における右端から例えば3画素分の画素信号を加算して、加算信号としてCCD14の出力端から出力する。

この場合には、水平方向に隣接する3画素分を加算した加算信号を出力する。なお、CCD駆動回路31からピクセルビニングする場合の加算する画素数の信号も加算回路47に送り、加算回路47は、加算することができる画素数以内において、任意の複数画素分、加算した加算信号を出力するようにしても良い。

図10Bに示すCCD14内でピクセルビニングを行う構成に限定されるものでなく、例えば前処理回路32'内においてR撮像信号における水平方向に隣接する複数の画素分を加算した加算信号を生成するようにしても良い。

【0042】

また、本変形例においてはマルチプレクサ33'は、カラーフィルタ41におけるR、G、Bフィルタの配列に応じて、切り替えられる。具体的には、Rフィルタを透過した蛍光画素のR撮像信号からその信号成分を抽出したR画像信号が前処理回路32'から出力される場合(タイミング)には、マルチプレクサ33'は、蛍光用メモリ34aを選択し、R画像信号は蛍光用メモリ34aに格納される。

同様に、Gフィルタを透過した参照光を撮像した参照光画素のG撮像信号からその信号成分を抽出したG画像信号が前処理回路32'から出力される場合(タイミング)には、マルチプレクサ33'は、参照光用メモリ34bを選択し、G画像信号は、参照光用メモリ34bに格納される。

同様に、Bフィルタを透過したガイド光を撮像したガイド光画素のB撮像信号からその信号成分を抽出したB画像信号が前処理回路32'から出力される場合(タイミング)には、マルチプレクサ33'は、ガイド光用メモリ34cを選択し、B画像信号はガイド光用メモリ34cに格納される。

【0043】

なお、例えば、第1の実施形態において説明したように、励起光と参照光とを発生し、ガイド光を発生しない場合においても、B画像信号のタイミングにおいて、マルチプレクサ33'は、ガイド光用メモリ34cを選択する。

また、本変形例における表示制御回路35'は、メモリ部34からの画像信号をそのままモニタ4に出力する機能の他に、蛍光/ガイド光処理回路36に対応した文字情報の表

10

20

30

40

50

示制御（図３におけるステップＳ１９，Ｓ２６）を行う。その他の構成は、第１の実施形態と同様の構成である。

本変形例の動作は、図３に示した第１の実施形態の場合と殆ど同様の動作となる。以下、異なる部分のみを説明する。

図１２に示すように最初のステップＳ３１において、光源部１２は、励起光と参照光とを連続光で発生し、励起光と参照光はライトガイド１１により伝送され、ライトガイド１１の先端面から励起光と参照光とが拡開して観察部位側に照射される。

【００４４】

本変形例においては観察部位側から発せられる蛍光は赤外帯域であるので、この蛍光はＲフィルタ４３Ｒを透過し、Ｒ画素で受光される。また、参照光の照射により観察部位側で反射された光は、Ｇフィルタ４３Ｇを透過し、Ｇ画素で受光される。

本変形例においては、Ｒ撮像信号は、ピクセルビニング部４５により複数の画素を加算した加算信号を蛍光撮像信号としてＣＣＤ１４から出力する。

つまり、ステップＳ３１の次のステップＳ３２においてピクセルビニング部４５は、蛍光の撮像画素に対しては、複数の画素を加算するピクセルビニングを行い、加算されたＲ撮像信号を出力する。

加算されたＲ画素のＲ撮像信号とＧ画素のＧ撮像信号は、前処理回路３２'において信号成分が抽出されてＲ画像信号とＧ画像信号となる。つまり、図３のステップＳ２に示すように画像処理部２１'は、前処理回路３２'において、蛍光画像（信号）と参照光画像（信号）を生成する。

【００４５】

Ｒ画像信号とＧ画像信号は、１フレーム期間内においてＲ，Ｇ，Ｂフィルタ４２Ｒ，４２Ｇ，４２Ｂの配列に応じて切り替えられるマルチプレクサ３３'を経て蛍光用メモリ３４ａ、参照光用メモリ３４ｂにそれぞれ格納される。

ステップＳ３以降は、図３に示すステップＳ３以降の各ステップとほぼ同様であるため、その説明を省略する。但し、図３におけるステップＳ３以降における処理は、モノクロの撮像素子を用いた場合の処理であり、本変形例はカラーフィルタ４１を備えた撮像素子を用いたことによる各ステップにおける具体的な処理内容に差異が発生する場合がある。

例えば、励起光と参照光とを照射して蛍光画像と参照光画像をモニタに表示する状態において、ステップＳ８に示すように、さらにガイド光を照射する状態になった場合、第１の実施形態においては、蛍光画像にガイド光画像が混ざった状態で取得されてしまう期間が発生したが、本変形例においてはカラーフィルタ４１により色分離して撮像を行うために、３つのフレームメモリに、蛍光画像、参照光画像、ガイド光画像を分離した状態で格納できる。そのため、表示制御回路３５において分離する減算処理を行うことなく、モニタ４において蛍光画像、参照光画像、ガイド光画像をそれぞれ異なる色でカラー表示することができる。

また、本変形例においては、Ｒフィルタ４２Ｒを透過したＲ画素の信号は、例えば水平方向に隣接する複数の画素、加算した加算信号として出力するため、信号強度が小さい蛍光の信号レベルを大幅に増大することができる。なお、加算した複数画素においては、同じ加算信号を出力するため、水平方向の解像度は、加算しない場合に比較すると低下することになる。

【００４６】

本変形例によれば、第１の実施形態と同様の効果を有する。また、本変形例においては、蛍光を撮像した場合には、蛍光を撮像する、隣接する複数画素を加算するようにしているので、信号強度が小さい蛍光画像を視認し易い観察画像を生成することができる。

なお、上述した変形例及び実施形態における一部を組み合わせ構成される実施形態も本発明に属する。また、上記変形例において説明した画素加算を行うことを、第１の実施形態に適用するようにしても良い。その場合には、蛍光を撮像するフレーム期間毎に画素加算を行うようにすれば良い。但し、励起光の照射（による蛍光撮像）とガイド光の照射

10

20

30

40

50

とが重なるフレームにおいては、ガイド光の画像部分を除去する必要がある。このため、励起光を照射する各フレーム期間においては、（参照光と共に）ガイド光の照射を停止し、蛍光のみによる撮像ができるように、例えば光源制御部 22 がガイド光の照射の ON / OFF を制御するようにしても良い。また、ガイド光と共に治療光を照射している場合においては、ガイド光の照射を OFF にした場合には、治療光も同時に OFF にしても良い。

なお、上述した変形例及び実施形態においては、蛍光画像から 0 レベルを超える閾値以上の蛍光輝度を有する領域 R f を抽出し、領域 R f から高輝度領域 R f h を判定して、当該高輝度領域 R f h における輝度重心等の位置を治療位置 P t として設定する場合を説明したが、領域 R f 内となる任意の位置に治療位置 P t を設定しても良い。

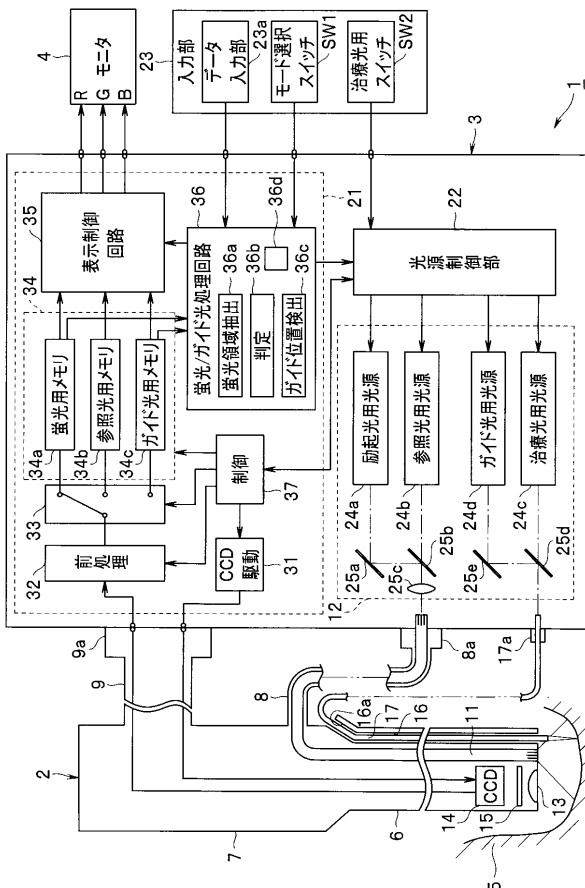
また、上述した図 3，図 12 に示すような手順により、励起光、参照光、ガイド光、治療光の照射の ON / OFF する場合に限らず、術者の判断により、任意のタイミングで励起光、参照光、ガイド光、治療光の照射の ON / OFF することもできる。また、ガイド光、治療光を、連続照射する場合を説明したが、間欠的に照射するようにしても良い。

【0047】

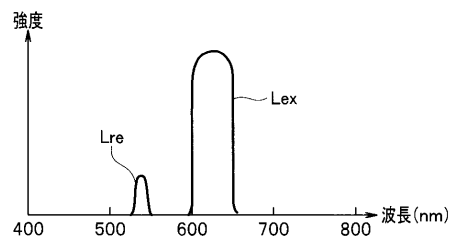
本出願は、2015 年 1 月 7 日に日本国に出願された特願 2015 - 001786 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

10

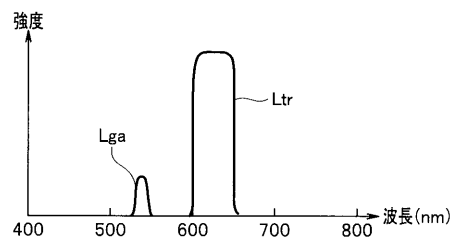
【図 1】



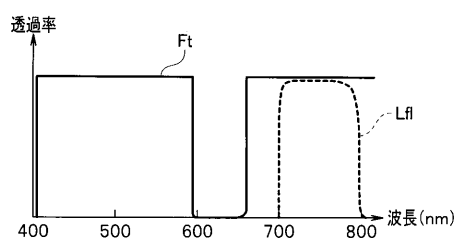
【図 2 A】



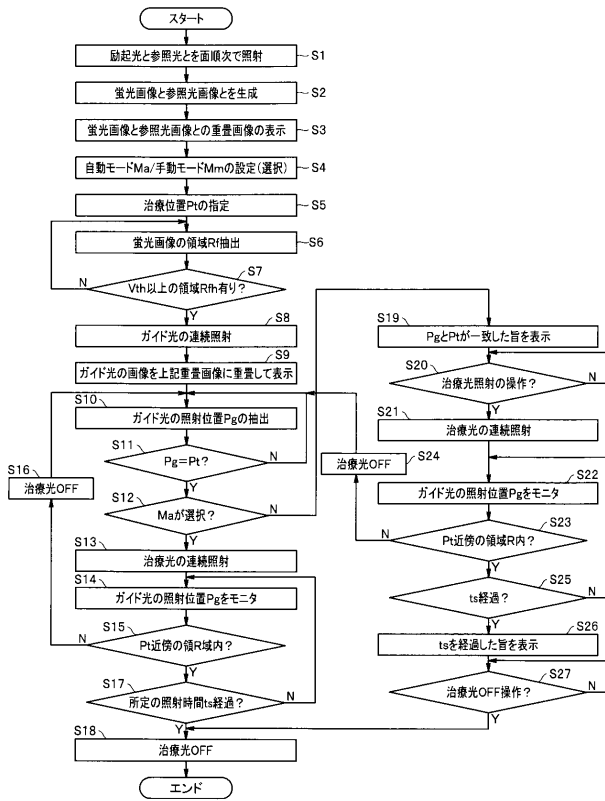
【図 2 B】



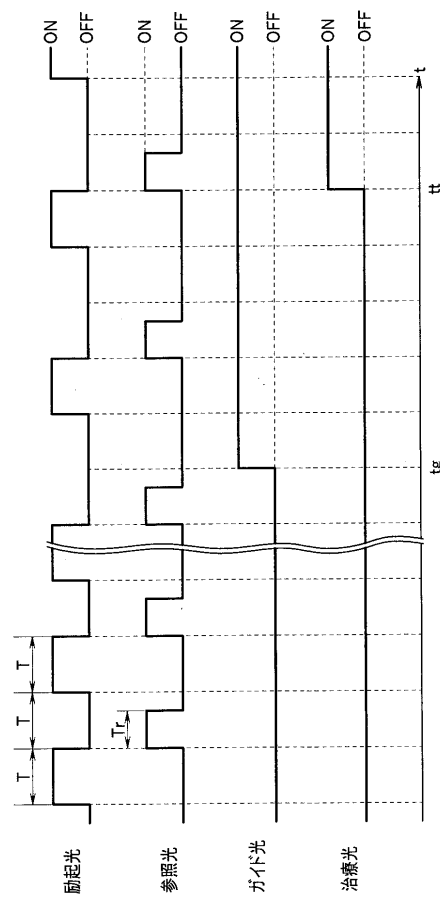
【図 2 C】



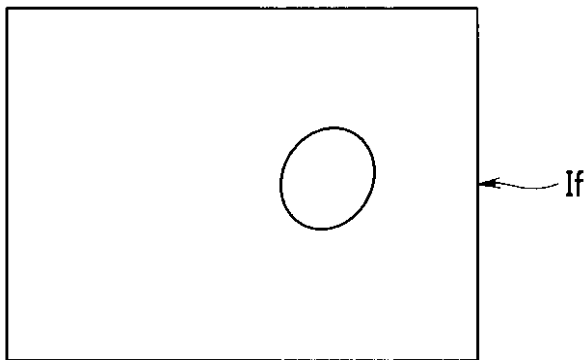
【図 3】



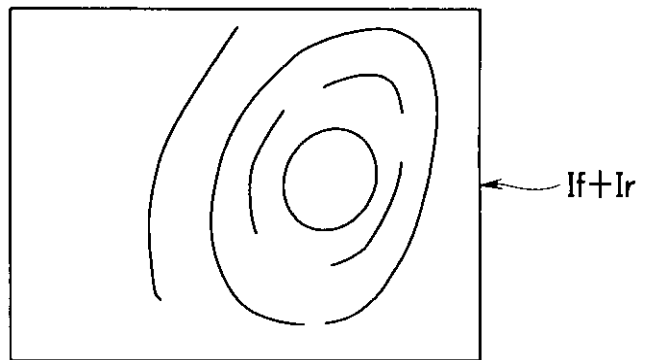
【図 4】



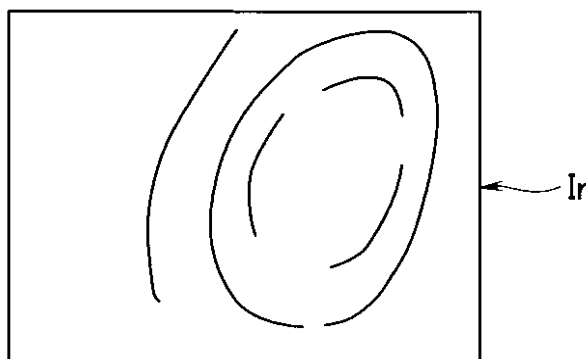
【図 5 A】



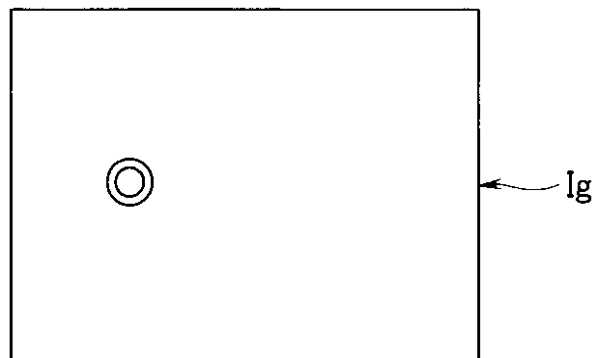
【図 5 C】



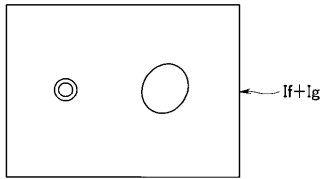
【図 5 B】



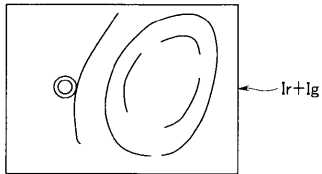
【図 6 A】



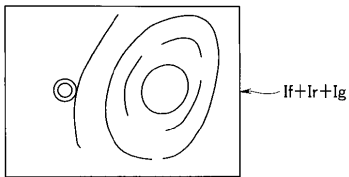
【図 6 B】



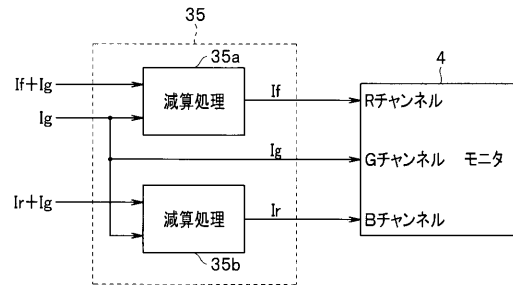
【図 6 C】



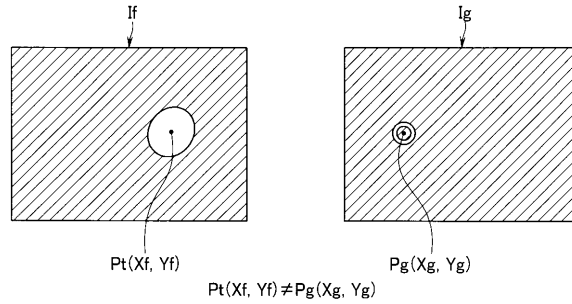
【図 6 D】



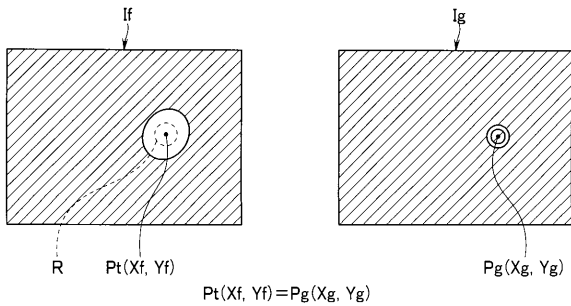
【図 7】



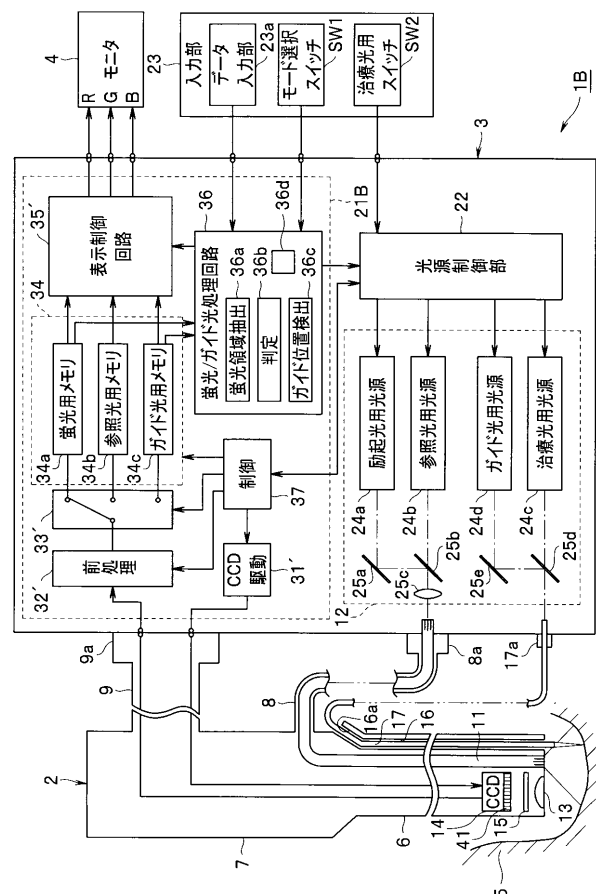
【図 8 A】



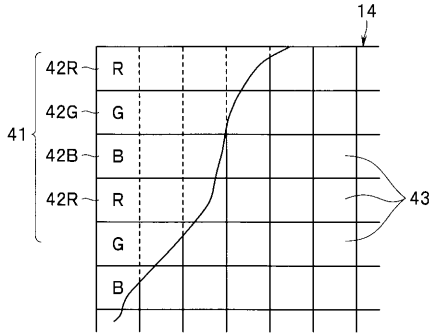
【図 8 B】



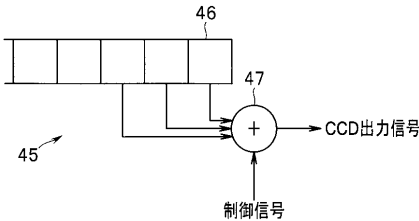
【図 9】



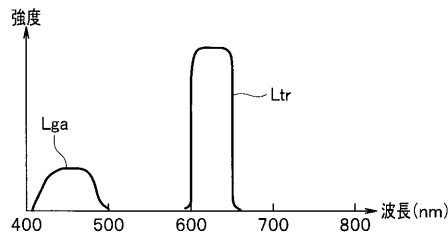
【図 10 A】



【図 10 B】



【図 11】



【手続補正書】

【提出日】平成28年4月27日(2016.4.27)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

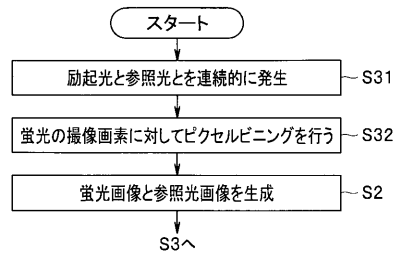
【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

本発明の一態様の内視鏡装置は、生体組織に対して特定の作用をする蛍光物質が投与された被検体に対して、蛍光を発生させるための励起波長を有する励起光を照射する励起光用光源部と、前記励起波長とは異なる波長を有し、前記被検体の形態情報を取得するための参照光を照射する参照光用光源部と、前記励起光及び前記参照光が照射される被検体領域のうちの所定の領域に対して、前記被検体に投与された前記蛍光物質が前記特定の作用をさせるために収束された前記励起光と同じ励起波長帯域を有する作用光を照射する作用光用光源部と、前記所定の領域に対して、前記励起波長とは異なる波長のガイド光を照射するガイド光用光源部と、前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部と、前記撮像部に生成された蛍光に関わる撮像信号に基づき、所定の閾値以上の蛍光輝度を有する蛍光の画像領域の存在の有無を判定する判定部と、第1の照射期間において前記励起光及び前記参照光を照射するように制御し、前記判定部により蛍光の画像領域が存在すると判定された場合、前記ガイド光を前記励起光及び前記参照光の照射に対応させて連続的に照射するように制御し、前記判定部により前記ガイド光の照射位置が前記蛍光の画像領域中における前記作用光の照射設定位置と一致すると判定された場合、前記作用光を前記ガイド光と同時に照射するように制御する光源制御部と、前記撮像部と前記被検体との間に設けられ、前記励起波長の光をカットする励起光カットフィルタと、前記撮像部による撮像により生成される前記撮像信号から、前記励起光照射に基づき前記被検体から発生する

【図 12】



前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記参照光照射に基づく前記被検体の形態情報と、前記ガイド光照射に基づき前記ガイド光の位置を表すガイド光情報とを生成する情報生成部と、前記情報生成部において生成された前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた観察画像を生成する画像生成部と、を有する。

【手続補正２】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項１】

生体組織に対して特定の作用をする蛍光物質が投与された被検体に対して、蛍光を発生させるための励起波長を有する励起光を照射する励起光用光源部と、

前記励起波長とは異なる波長を有し、前記被検体の形態情報を取得するための参照光を照射する参照光用光源部と、

前記励起光及び前記参照光が照射される被検体領域のうちの所定の領域に対して、前記被検体に投与された前記蛍光物質が前記特定の作用をさせるために収束された前記励起光と同じ励起波長帯域を有する作用光を照射する作用光用光源部と、

前記所定の領域に対して、前記励起波長とは異なる波長のガイド光を照射するガイド光用光源部と、

前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部に生成された蛍光に関わる撮像信号に基づき、所定の閾値以上の蛍光輝度を有する蛍光の画像領域の存在の有無を判定する判定部と、

第１の照射期間において前記励起光及び前記参照光を照射するように制御し、前記判定部により蛍光の画像領域が存在すると判定された場合、前記ガイド光を前記励起光及び前記参照光の照射に対応させて連続的に照射するように制御し、前記判定部により前記ガイド光の照射位置が前記蛍光の画像領域中における前記作用光の照射設定位置と一致すると判定された場合、前記作用光を前記ガイド光と同時に照射するように制御する光源制御部と、

前記撮像部と前記被検体との間に設けられ、前記励起波長の光をカットする励起光カットフィルタと、

前記撮像部による撮像により生成される前記撮像信号から、前記励起光照射に基づき前記被検体から発生する前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記参照光照射に基づく前記被検体の形態情報と、前記ガイド光照射に基づき前記ガイド光の位置を表すガイド光情報とを生成する情報生成部と、

前記情報生成部において生成された前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた観察画像を生成する画像生成部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項２】

前記光源制御部は、前記判定部において前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置が一致していないと判定された場合に前記作用光を照射しないように前記作用光用光源部を制御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３】

前記光源制御部は、前記第１の照射期間内において前記励起光と前記参照光とを異なるタイミングで照射した後に前記励起光及び前記参照光を消灯するように制御し、前記第１の照射期間に続く第２の照射期間において前記励起光、前記参照光及び前記ガイド光を照射するように制御し、

前記撮像部はモノクロの撮像素子で構成され、

前記情報生成部は、前記励起光及び前記ガイド光照射タイミングで取得した第１の撮像

信号から前記ガイド光照射に基づく第2の撮像信号を減算して蛍光画像信号を生成し、前記参照光及び前記ガイド光照射タイミングで取得した第3の撮像信号から前記ガイド光照射に基づく前記第2の撮像信号を減算して参照光画像信号を生成し、前記蛍光画像信号と前記参照光画像信号と前記ガイド光照射タイミングで取得した前記第2の撮像信号に対応するガイド光画像信号とをそれぞれ異なる色に割り当てることで前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた画像を生成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】

前記撮像部は、前記励起波長及び前記蛍光の波長に感度を有する蛍光画素と、前記参照光の波長に感度を有する参照光画素と、前記ガイド光の波長に感度を有するガイド光画素とを有し、前記蛍光画素において前記被検体からの光のうち前記励起光カットフィルタを通過する前記蛍光を受光して蛍光撮像信号を生成し、前記参照光画素において前記被検体からの光のうち前記参照光の反射光を受光して参照光撮像信号を生成し、前記ガイド光画素において前記被検体からの光のうち前記ガイド光の反射光を受光してガイド光撮像信号を生成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5】

前記蛍光撮像信号として前記蛍光画素それぞれから出力される際の隣接する複数の蛍光画素を加算した画素加算信号を、前記蛍光撮像信号として出力するピクセルビニング回路を更に備えることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

【手続補正書】

【提出日】平成28年10月17日(2016.10.17)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

本発明の一態様の内視鏡装置は、生体組織に対して特定の作用をする蛍光物質が投与された被検体に対して、蛍光を発生させるための励起波長を有する励起光を照射する励起光用光源部と、前記励起波長とは異なる波長を有し、前記被検体の形態情報を取得するための参照光を照射する参照光用光源部と、前記励起光及び前記参照光が照射される被検体領域のうちの所定の領域に対して、前記被検体に投与された前記蛍光物質が前記特定の作用をさせるために収束された前記励起光と同じ励起波長帯域を有する作用光を照射する作用光用光源部と、前記所定の領域に対して、前記励起波長とは異なる波長のガイド光を照射するガイド光用光源部と、前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部と、前記撮像部と前記被検体との間に設けられ、前記励起波長の光をカットする励起光カットフィルタと、前記撮像部による撮像により生成される前記撮像信号から、前記励起光照射に基づき前記被検体から発生する前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記参照光照射に基づく前記被検体の形態情報と、前記ガイド光照射に基づき前記ガイド光の位置を表すガイド光情報とを生成する情報生成部と、前記情報生成部において生成された前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた観察画像を生成する画像生成部と、前記撮像部に生成された蛍光に関わる撮像信号に基づき所定の閾値以上の蛍光輝度を有する蛍光の画像領域の存在の有無を判定するとともに、前記ガイド光の照射位置と前記蛍光の画像領域中における前記作用光の照射設定位置との一致を判定する判定部と、蛍光観察モードにおいて前記励起光と前記参照光とを交互に照射するように制御し、前記判定部により蛍光の画像領域が存在すると判定された場合、位置確認モードとして前記励起光及び前記参照光に対して前記ガイド光を連続的に照射するように制御し、前記判定部により前記ガイド光の照射位置が前記蛍光の画像領域中における前記作用光の照射設定位置と一致すると判定された場合、治療観察モードとして前記作用光を前記ガイド光と同時に照射するように制御する光源制御部と、を有する。

【手続補正２】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項１】

生体組織に対して特定の作用をする蛍光物質が投与された被検体に対して、蛍光を発生させるための励起波長を有する励起光を照射する励起光用光源部と、

前記励起波長とは異なる波長を有し、前記被検体の形態情報を取得するための参照光を照射する参照光用光源部と、

前記励起光及び前記参照光が照射される被検体領域のうちの所定の領域に対して、前記被検体に投与された前記蛍光物質が前記特定の作用をさせるために収束された前記励起光と同じ励起波長帯域を有する作用光を照射する作用光用光源部と、

前記所定の領域に対して、前記励起波長とは異なる波長のガイド光を照射するガイド光用光源部と、

前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部と前記被検体との間に設けられ、前記励起波長の光をカットする励起光カットフィルタと、

前記撮像部による撮像により生成される前記撮像信号から、前記励起光照射に基づき前記被検体から発生する前記蛍光の位置を表す蛍光情報と、前記参照光照射に基づく前記被検体の形態情報と、前記ガイド光照射に基づき前記ガイド光の位置を表すガイド光情報とを生成する情報生成部と、

前記情報生成部において生成された前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた観察画像を生成する画像生成部と、

前記撮像部に生成された蛍光に関わる撮像信号に基づき所定の閾値以上の蛍光輝度を有する蛍光の画像領域の存在の有無を判定するとともに、前記ガイド光の照射位置と前記蛍光の画像領域中における前記作用光の照射設定位置との一致を判定する判定部と、

蛍光観察モードにおいて前記励起光と前記参照光とを交互に照射するように制御し、前記判定部により蛍光の画像領域が存在すると判定された場合、位置確認モードとして前記励起光及び前記参照光に対して前記ガイド光を連続的に照射するように制御し、前記判定部により前記ガイド光の照射位置が前記蛍光の画像領域中における前記作用光の照射設定位置と一致すると判定された場合、治療観察モードとして前記作用光を前記ガイド光と同時に照射するように制御する光源制御部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項２】

前記光源制御部は、前記判定部において前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置が一致していないと判定された場合に前記作用光を照射しないように前記作用光用光源部を制御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３】

前記撮像部はモノクロの撮像素子で構成され、

前記情報生成部は、前記励起光及び前記ガイド光照射タイミングで取得した第１の撮像信号から前記ガイド光照射に基づく第２の撮像信号を減算して蛍光画像信号を生成し、前記参照光及び前記ガイド光照射タイミングで取得した第３の撮像信号から前記ガイド光照射に基づく前記第２の撮像信号を減算して参照光画像信号を生成し、前記蛍光画像信号と前記参照光画像信号と前記ガイド光照射タイミングで取得した前記第２の撮像信号に対応するガイド光画像信号とをそれぞれ異なる色に割り当てることで前記被検体の形態情報に対して前記蛍光の発生位置と前記ガイド光の照射位置とを反映させた画像を生成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】

前記撮像部は、前記励起波長及び前記蛍光の波長に感度を有する蛍光画素と、前記参照光の波長に感度を有する参照光画素と、前記ガイド光の波長に感度を有するガイド光画素とを有し、前記蛍光画素において前記被検体からの光のうち前記励起光カットフィルタを通過する前記蛍光を受光して蛍光撮像信号を生成し、前記参照光画素において前記被検体からの光のうち前記参照光の反射光を受光して参照光撮像信号を生成し、前記ガイド光画素において前記被検体からの光のうち前記ガイド光の反射光を受光してガイド光撮像信号を生成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 5】

前記蛍光撮像信号として前記蛍光画素それぞれから出力される際の隣接する複数の蛍光画素を加算した画素加算信号を、前記蛍光撮像信号として出力するピクセルビニング回路を更に備えることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/075084

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2012-65946 A (Fujifilm Corp.), 05 April 2012 (05.04.2012), paragraphs [0041] to [0075]; fig. 2, 5 to 7 (Family: none)	1 2-9
Y	JP 2010-42182 A (Fujifilm Corp.), 25 February 2010 (25.02.2010), paragraph [0076] & US 2010/0042084 A1 paragraph [0093] & EP 2156804 A1 & CN 101653376 A	2, 5-9
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 November 2015 (26.11.15)		Date of mailing of the international search report 08 December 2015 (08.12.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/075084

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-135550 A (Nidek Co., Ltd.), 19 July 2012 (19.07.2012), paragraph [0049] & US 2012/0165799 A1 paragraph [0069] & EP 2468225 A1	2, 5-9
Y	JP 2009-22653 A (Hoya Corp.), 05 February 2009 (05.02.2009), entire text; all drawings (Family: none)	3, 4, 6-9
Y	WO 2012/169270 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 13 December 2012 (13.12.2012), paragraph [0004] & JP 5355799 B2 & US 2013/0096376 A1 paragraph [0052] & EP 2679137 A1 & CN 103491847 A	8, 9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/075084	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 2012-65946 A（富士フイルム株式会社）2012.04.05, 段落 [0041] - [0075]、第2, 5-7図（ファミリーなし）	1 2-9	
Y	JP 2010-42182 A（富士フイルム株式会社）2010.02.25, 段落 [0076] & US 2010/0042084 A1, 段落 [0093] & EP 2156804 A1 & CN 101653376 A	2, 5-9	
Y	JP 2012-135550 A（株式会社ニデック）2012.07.19, 段落 [0049] & US 2012/0165799 A1, 段落 [0069] & EP 2468225 A1	2, 5-9	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 26.11.2015		国際調査報告の発送日 08.12.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 松谷 洋平 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 5 0 8 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2009-22653 A (HOYA株式会社) 2009.02.05, 全文、全図 (ファミリーなし)	3, 4, 6-9
Y	WO 2012/169270 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.12.13, 段落 [0004] & JP 5355799 B2 & US 2013/0096376 A1, 段落 [0052] & EP 2679137 A1 & CN 103491847 A	8, 9

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

Fターム(参考) 4C161 CC06 HH56 LL02 MM01 MM05 NN01 QQ04 QQ07 QQ09 RR04
SS23 WW02 WW04 WW17

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2016111043A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016526964	申请日	2015-09-03
[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		
[标]发明人	久保圭		
发明人	久保 圭		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.H A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/SS23 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2015001786 2015-01-07 JP		
其他公开文献	JP6062111B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置包括：用于激发光的光源单元，用于对被给予具有特定作用的荧光物质的对象照射激发光；用于照射参考光的参考光的光源单元，以及特定作用。用于照射引起的工作光的工作光源，用于照射引导光的引导光的光源，用于产生成像信号的成像单元，激发光截止滤光器以及来自成像信号的荧光的位置 它具有产生荧光信息等的信息产生单元，以及产生反映荧光产生位置和引导光照射位置的观察图像的图像产生单元。

