

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 波長帯域の赤色光を発する第 1 発光部と、前記第 1 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み前記第 1 波長帯域と重複しない第 2 波長帯域の緑色光を発する第 2 発光部と、前記第 2 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み前記第 2 波長帯域と重複しない第 3 波長帯域の青色光を発する第 3 発光部とを有し、前記第 1 ~ 第 3 発光部からの光を出射する光源部と、

前記光源部からの光に基づき被写体の光を、波長帯域ごとに分光した状態で受光する受光部と、

前記受光部で分光された光に基づき、前記第 1 波長帯域の光を含む R 信号と、前記第 2 波長帯域の光を含む G 信号と、前記第 3 波長帯域の光を含む B 信号とを取得する信号処理部と、

前記信号処理部で得られた前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B 信号の少なくとも 1 つの信号に基づいてビデオ信号を生成するビデオ信号生成部と、

前記信号処理部で得られた前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B 信号のうち、前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B 信号とを前記ビデオ信号生成部に出力する第 1 状態と、前記 G 信号と前記 B 信号とを前記ビデオ信号生成部に出力する第 2 状態とを切り替える切替部とを備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第 2 波長帯域と前記第 3 波長帯域の少なくとも一方は、ヘモグロビンが光を吸収するピークの波長を含む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】

前記第 1 状態においては、前記切替部は、前記 R 信号を前記ビデオ信号生成部の R チャンネルに出力し、前記 G 信号を前記ビデオ信号生成部の G チャンネルに出力し、前記 B 信号を前記ビデオ信号生成部の B チャンネルに出力し、

前記第 2 状態においては、前記切替部は、前記 G 信号を前記 R チャンネルに出力し、前記 B 信号を前記 G チャンネルと前記 B チャンネルに出力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】

前記切替部は、前記第 1 状態と前記第 2 状態とを、1 水平ラインの前半と後半とで切り替え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】

第 1 波長帯域の赤色光を発する第 1 発光部と、前記第 1 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み前記第 1 波長帯域と重複しない第 2 波長帯域の緑色光を発する第 2 発光部と、前記第 2 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み前記第 2 波長帯域と重複しない第 3 波長帯域の青色光を発する第 3 発光部とを有し、前記第 1 ~ 第 3 発光部からの光を出射する光源部と、

前記光源部からの光に基づき被写体の光を、波長帯域ごとに分光した状態で受光する受光部と、

前記受光部で分光された光に基づき、前記第 1 波長帯域の光を含む R 信号と、前記第 2 波長帯域の光を含む G 信号と、前記第 3 波長帯域の光を含む B 信号とを取得する信号処理部と、

前記信号処理部で得られた前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B 信号の少なくとも 1 つの信号に基づいてビデオ信号を生成する第 1、第 2 ビデオ信号生成部と、

前記信号処理部で得られた前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B 信号のうち、前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B 信号とを前記第 1 ビデオ信号生成部に出力し、前記 G 信号と前記 B 信号とを前記第 2 ビデオ信号生成部に出力する分配部とを備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 6】

第 1 波長帯域の赤色光を発する第 1 発光部と、前記第 1 波長帯域に含まれる波長よりも

10

20

30

40

50

短い波長を含み前記第 1 波長帯域と重複しない第 2 波長帯域の緑色光を発する第 2 発光部と、前記第 2 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み前記第 2 波長帯域と重複しない第 3 波長帯域の第 1 青色光を発する第 3 発光部と、前記第 3 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み前記第 3 波長帯域と重複しない第 4 波長帯域の第 2 青色光を発する第 4 発光部とを有し、前記第 1 ~ 第 4 発光部からの光を出射する光源部と、

前記光源部からの光に基づく被写体の光を、波長帯域ごとに分光した状態で受光する受光部と、

前記受光部で分光された光に基づき、前記第 1 波長帯域の光を含む R 信号と、前記第 2 波長帯域の光を含む G 信号と、前記第 3 波長帯域の光を含む B₁ 信号と、前記第 4 波長帯域の光を含む B₂ 信号とを取得する信号処理部と、

前記信号処理部で得られた前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B₁ 信号と前記 B₂ 信号の少なくとも 1 つの信号に基づいてビデオ信号を生成するビデオ信号生成部と、

前記信号処理部で得られた前記 R 信号と前記 G 信号と前記 B₁ 信号と前記 B₂ 信号のうち、前記 B₁ 信号と前記 B₂ 信号のいずれか一方と前記 R 信号と前記 G 信号とを前記ビデオ信号生成部に出力する第 1 状態と、前記 G 信号と前記 B₁ 信号と前記 B₂ 信号とを前記ビデオ信号生成部に出力する第 2 状態とを切り替える切替部とを備えることを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に特定の波長帯域の光に基づく画像を表示する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、特定の波長帯域の光に基づく画像を表示する内視鏡装置が提案されている。波長帯域によって反射する生体組織の表層からの深さが異なるため、これにより、生体組織の表層近くの所望の深さの組織情報を得ることが可能になる。

【0003】

特許文献 1 は、特定の波長帯域の光だけを透過させる光学フィルターを光路上に配置して、特定の波長帯域の光に基づく画像を表示する内視鏡装置を開示する。

【特許文献 1】特開 2002-34908 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献 1 では、光学フィルターの配置位置を切り替えるために時間がかかる。また、光学フィルターを使用する場合には、通常白色光による RGB 画像を得ることが出来ない。このため、特定の波長帯域の光に基づく画像と、RGB 画像とを切り替えて表示する必要がある。

【0005】

したがって本発明の目的は、通常白色光による画像と、特定の波長帯域の光に基づく画像とを同時または短時間で切り替えて出力することが可能な内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る内視鏡装置は、第 1 波長帯域の赤色光を発する第 1 発光部と、第 1 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み第 1 波長帯域と重複しない第 2 波長帯域の緑色光を発する第 2 発光部と、第 2 波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み第 2 波長帯域と重複しない第 3 波長帯域の青色光を発する第 3 発光部とを有し、第 1 ~ 第 3 発光部からの光を出射する光源部と、光源部からの光に基づく被写体の光を、波長帯域ごとに分光した状態で受光する受光部と、受光部で分光された光に基づき、第 1 波長帯域の光を含む R

10

20

30

40

50

信号と、第2波長帯域の光を含むG信号と、第3波長帯域の光を含むB信号とを取得する信号処理部と、信号処理部で得られたR信号とG信号とB信号の少なくとも1つの信号に基づいてビデオ信号を生成するビデオ信号生成部と、信号処理部で得られたR信号とG信号とB信号のうち、R信号とG信号とB信号とをビデオ信号生成部に出力する第1状態と、G信号とB信号とをビデオ信号生成部に出力する第2状態とを切り替える切替部とを備える。

【0007】

好ましくは、第2波長帯域と第3波長帯域の少なくとも一方は、ヘモグロビンが光を吸収するピークの波長を含む。

【0008】

また、好ましくは、第1状態においては、切替部は、R信号をビデオ信号生成部のRチャンネルに出力し、G信号をビデオ信号生成部のGチャンネルに出力し、B信号をビデオ信号生成部のBチャンネルに出力し、第2状態においては、切替部は、G信号をRチャンネルに出力し、B信号をGチャンネルとBチャンネルに出力する。

【0009】

また、好ましくは、切替部は、第1状態と第2状態とを、1水平ラインの前半と後半とで切り替える。このような構成により、同一画面中に2種類の画像、すなわち、R信号とG信号とB信号とに基づくRGB画像と、G信号とB信号とに基づくGBB画像とを表示することが可能になる。

【0010】

本発明に係る内視鏡装置は、第1波長帯域の赤色光を発する第1発光部と、第1波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み第1波長帯域と重複しない第2波長帯域の緑色光を発する第2発光部と、第2波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み第2波長帯域と重複しない第3波長帯域の青色光を発する第3発光部とを有し、第1～第3発光部からの光を出射する光源部と、光源部からの光に基づく被写体の光を、波長帯域ごとに分光した状態で受光する受光部と、受光部で分光された光に基づき、第1波長帯域の光を含むR信号と、第2波長帯域の光を含むG信号と、第3波長帯域の光を含むB信号とを取得する信号処理部と、信号処理部で得られたR信号とG信号とB信号の少なくとも1つの信号に基づいてビデオ信号を生成する第1、第2ビデオ信号生成部と、信号処理部で得られたR信号とG信号とB信号のうち、R信号とG信号とB信号とを第1ビデオ信号生成部に出力し、G信号とB信号とを第2ビデオ信号生成部に出力する分配部とを備える。

【0011】

本発明に係る内視鏡装置は、第1波長帯域の赤色光を発する第1発光部と、第1波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み第1波長帯域と重複しない第2波長帯域の緑色光を発する第2発光部と、第2波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み第2波長帯域と重複しない第3波長帯域の第1青色光を発する第3発光部と、第3波長帯域に含まれる波長よりも短い波長を含み第3波長帯域と重複しない第4波長帯域の第2青色光を発する第4発光部とを有し、第1～第4発光部からの光を出射する光源部と、光源部からの光に基づく被写体の光を、波長帯域ごとに分光した状態で受光する受光部と、受光部で分光された光に基づき、第1波長帯域の光を含むR信号と、第2波長帯域の光を含むG信号と、第3波長帯域の光を含むB₁信号と、第4波長帯域の光を含むB₂信号とを取得する信号処理部と、信号処理部で得られたR信号とG信号とB₁信号とB₂信号の少なくとも1つの信号に基づいてビデオ信号を生成するビデオ信号生成部と、信号処理部で得られたR信号とG信号とB₁信号とB₂信号のうち、B₁信号とB₂信号のいずれか一方とR信号とG信号とをビデオ信号生成部に出力する第1状態と、G信号とB₁信号とB₂信号とをビデオ信号生成部に出力する第2状態とを切り替える切替部とを備える。

【発明の効果】

【0012】

以上のように本発明によれば、通常白色光による画像と、特定の波長帯域の光に基づく画像とを同時または短時間で切り替えて出力することが可能な内視鏡装置を提供すること

10

20

30

40

50

ができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明にかかる第1実施形態について、図1～6を用いて説明する。第1実施形態における内視鏡装置1は、プローブ10、プロセッサ30、及びモニターなどの画像表示装置90を備えるファイバー走査型電子内視鏡装置である(図1参照)。なお、方向を説明するために、照射用ファイバー11の先端部11aの走査部13により曲げられる手前部分の光軸LXと直交する方向を第1方向x、第1方向x及び光軸LXと直交する方向を第2方向y、光軸LXと平行な方向を第3方向zとして説明する(図2参照)。

【0014】

プローブ10は、照射用ファイバー11、走査部13、及び受光用ファイバー15を有する。照射用ファイバー11は、プロセッサ30の光源部31からの光を、自身の先端部11aまで導光し、先端部11aから被写体である体内に照射する。照射された光の被写体における反射光は、受光用ファイバー15を介して、プロセッサ30の受光部51に導光される。

【0015】

受光用ファイバー15は、照射用ファイバー11の外周を囲む位置関係に配置される。照射用ファイバー11の先端部11a近傍には、走査部13が取り付けられる。走査部13は、 piezo素子などで構成され、照射用ファイバー11の先端部11aを第1方向x、及び第2方向yに揺動してスパイラル状に回転させる。スパイラル状の回転により、照射用ファイバー11の先端部11aから照射される光の方向が、光軸LXを中心としたスパイラル状に変化する(螺旋軌道スキャン、図5参照)。スパイラル状に照射位置が変化する照射光の反射光は、被写体像として、受光用ファイバー15を介して、プロセッサ30の受光部51に伝達される。

【0016】

図2における太点線は、先端部11aが揺動する前の初期状態において、先端部11aから第3方向zに平行に白色光が照射され、被写体における反射光が受光用ファイバー15を介してプロセッサ30の受光部51に伝達される状態を示す。図2における細点線は、先端部11aを初期状態から第2方向yで且つ上方向に向け、先端部11aからかかる方向に白色光が照射され、被写体において反射する状態を示す。

【0017】

プロセッサ30は、光源部31、走査用駆動部41、受光部51、タイミングコントローラー61、システムコントロール部62、信号処理部63、画像メモリ64、フロントパネル65、切替部66、及びエンコーダー(ビデオ信号生成部)67を有する。光源部31は、プローブ10の照明用ファイバー11に照明光を供給する。走査用駆動部41は、プローブ10の走査部13に制御信号を供給する。受光部51は、プローブ10の受光用ファイバー15からの光、すなわち光源部31からの光に基づく被写体の光(反射光や蛍光)を、波長帯域ごとに分光した状態で受光(光電変換)する。プロセッサ30は、プローブ10の受光用ファイバー15からの光に基づく画像信号について画像処理を行い、画像表示装置90で観察可能なビデオ信号を出力する。

【0018】

光源部31は、第1～第3ドライバ32a～32c、第1～第3レーザー33a～33c、RGB合成部34、及び照明用集光レンズ36を有する。

【0019】

第1レーザー33aは、赤色発光用のレーザーダイオードであり、タイミングコントローラー61、システムコントロール部62、及び第1ドライバ32aの制御に基づいて、約640nm(具体的には630nmから650nm)の第1波長 λ_R を含む第1波長帯域の赤色光を発する。第2レーザー33bは、緑色発光用のレーザー(例えば、赤外線発光のレーザーダイオードと波長変換板で構成されたもの)であり、タイミングコントローラー61、システムコントロール部62、及び第2ドライバ32bの制御に基づいて、約

10

20

30

40

50

540 nm (具体的には532 nmから550 nm)の第2波長 λ_G を含む第2波長帯域の緑色光を発する。第3レーザー33cは、青色発光用のレーザーダイオードであり、タイミングコントローラ61、システムコントロール部62、及び第3ドライバ32cの制御に基づいて、約420 nm (具体的には408 nm若しくは445 nm)の第3波長 λ_B を含む第3波長帯域の青色光を発する。

【0020】

第1～第3波長帯域は互いに重複しない狭波長帯域である。なお、ヘモグロビンが光を吸収する一方のピークの波長(550 nm)を含むように第2波長帯域を設定する、あるいは、他方のピークの波長(415 nm)を含むように第3波長帯域を設定すると、腫瘍に特有の血管形状が明確になり、正常部位と病変部位との差異が鮮明な画像が得られやすい。

10

【0021】

第1レーザー33aから出射された赤色光、第2レーザー33bから出射された緑色光、及び第3レーザー33cから出射された青色光は、RGB合成部34で光路が1つにまとめられる。RGB合成部34から出射された光は、白色光として、照明用集光レンズ36で集光せしめられ、照射用ファイバ11に伝達される。

【0022】

走査用駆動部41は、第1、第2DAコンバータ42a、42b、及び第1、第2走査用ドライバ43a、43bを有する。第1DAコンバータ42aは、タイミングコントローラ61からのタイミングパルスを変換し、第1走査用ドライバ43aは、かかるアナログ信号に基づいて、照射用ファイバ11の先端部11aが第1方向xに揺動するように走査部13を駆動する。第2DAコンバータ42bは、タイミングコントローラ61からのタイミングパルスを変換し、第2走査用ドライバ43bは、かかるアナログ信号に基づいて、照射用ファイバ11の先端部11aが第2方向yに揺動するように走査部13を駆動する。

20

【0023】

1回のスキャン期間(約25 msec)において、正弦波で且つ振幅が時間とともに一定割合で拡大する駆動波形の第1電圧を、第1走査用ドライバ43aは走査部13の第1方向xへの駆動用電極に印加する(図3参照)。また、第1電圧と同じ駆動波形で且つ、位相が $\pi/2$ だけずれた第2電圧を、第2走査用ドライバ43bは走査部13の第2方向yへの駆動用電極に印加する。

30

【0024】

受光部51は、受光用集光レンズ52、第1、第2分光ミラー53a、53b、第1、第2ミラー54a、54b、第1～第3受光素子55a～55c、及び第1～第3ADコンバータ56a～56cを有する。第1分光ミラー53aは、ダイクロイックミラー(Dichroic Mirror)など特定波長帯域の光を分光するミラーで、短い波長(500 nm以下)の光(第3波長帯域の青色光)を反射し、それ以外の光(第1波長帯域の赤色光、及び第2波長帯域の緑色光)を直進させる(図4参照)。第2分光ミラー53bは、ダイクロイックミラーなど特定波長帯域の光を分光するミラーで、長い波長(600 nm以上)の光(第1波長帯域の赤色光)を反射し、それ以外の光(第2波長帯域の緑色光)を直進させる。第1～第3受光素子55a～55cは、フォトマルチプライア(Photomultiplier Tube)などの光センサである。

40

【0025】

受光用ファイバ15から伝達された光のうち赤色光は、受光用集光レンズ52で平行光束にされた後、第1、第2分光ミラー53a、53b、及び第1ミラー54aを介して、第1受光素子55aに入射される。受光用ファイバ15から伝達された光のうち緑色光は、受光用集光レンズ52で平行光束にされた後、第1、第2分光ミラー53a、53bを介して、第2受光素子55bに入射される。受光用ファイバ15から伝達された光のうち青色光は、受光用集光レンズ52で平行光束にされた後、第1分光ミラー53a、及び第2ミラー54bを介して、第3受光素子55cに入射される。

50

【0026】

第1受光素子55aに入射した赤色光は、第1受光素子55aで光電変換され、第1ADコンバーター56aでアナログ信号に変換された状態で、信号処理部63に出力される。第2受光素子55bに入射した緑色光は、第2受光素子55bで光電変換され、第2ADコンバーター56bでアナログ信号に変換された状態で、信号処理部63に出力される。第3受光素子55cに入射した青色光は、第3受光素子55cで光電変換され、第3ADコンバーター56cでアナログ信号に変換された状態で、信号処理部63に出力される。

【0027】

タイミングコントローラー61は、システムコントロール部62の制御に基づいて、プロセッサ30の各部にタイミングパルスを供給し、各部の動作タイミングを制御する。特に、タイミングコントローラー61は、フロントパネル65の操作に基づいて設定された画面表示モード(RGB画面表示モード、GBB画面表示モード、及び2画面表示モード)に対応して、切替部66のスイッチの状態を制御するタイミングパルスを切替部66に供給する。

10

【0028】

信号処理部63は、螺旋軌道スキャンにより得られた画像信号のデータ配列、すなわちスパイラル状の照射軌跡順(図5参照)に並べられた反射光の画像信号のデータ配列を、第1方向x、及び第2方向yに並べ替え(スパイラル・ラスタースキャン変換、図6参照)、データ配列を並べ替えた画像信号について、ガンマ補正、輪郭強調などの前段画像処理を行う。前段画像処理が施された画像信号は、画像メモリ64に一時記録される。

20

【0029】

また、信号処理部63は、画像メモリ64に一時記録された画像信号を、第1受光素子55aに入射した赤色光に基づくR信号、第2受光素子55bに入射した緑色光に基づくG信号、第3受光素子55cに入射した青色光に基づくB信号ごとに読み出して、切替部66を介して、エンコーダー67に出力する。切替部66は、信号処理部63からのR信号、G信号、B信号を、エンコーダー67に出力するRGBモードの第1スイッチ状態と、信号処理部63からのG信号、B信号、B信号を、エンコーダー67に出力するGBBモードの第2スイッチ状態とを切り替える。切替部66におけるスイッチ状態の切り替えは、図1のような電氣的なスイッチ回路を使って行ってもよいが、ソフトウェアを使って信号処理部63から出力する信号を切り替える形態であってもよい。

30

【0030】

R信号、G信号、B信号に基づくRGB画像を表示するRGB画面表示モードの場合には、R信号、G信号、及びB信号が、切替部66からエンコーダー67に出力される(第1スイッチ状態)。すなわち、R信号がエンコーダー67のRチャンネルに出力され、G信号がエンコーダー67のGチャンネルに出力され、B信号がエンコーダー67のBチャンネルに出力される。

【0031】

G信号、B信号、B信号に基づくGBB画像を表示するGBB画面表示モードの場合には、G信号、及びB信号が、切替部66からエンコーダー67に出力される(第2スイッチ状態)。すなわち、G信号がエンコーダー67のRチャンネルに出力され、B信号がエンコーダー67のGチャンネルとBチャンネルに出力される。R信号はエンコーダー67に出力されない。

40

【0032】

RGB画像と、GBB画像とを並列で表示する2画面表示モードの場合(図1参照)には、第1スイッチ状態と、第2スイッチ状態とが、1水平ラインの前半と後半とで切り替えられる。

【0033】

2画面表示モードにおけるRGB画像、GBB画像の大きさは、RGB画面表示モードにおけるRGB画像やGBB画面表示モードにおけるGBB画像に比べて小さいため、2

50

画面分の画像信号を出力するが、データ量が多くなることはない。すなわち、2画面表示モードにおいて、RGB画像を表示するためのR信号、G信号、及びB信号の出力と、及びGBB画像を表示するためのG信号、及びB信号の出力とに要する時間が、RGB画面表示モードにおいて、RGB画像を表示するためのR信号、G信号、及びB信号の出力に要する時間（または、GBB画面表示モードにおいて、GBB画像を表示するためのG信号、及びB信号の出力に要する時間）に比べて、長くなることはない。

【0034】

エンコーダー67は、信号処理部63からの画像信号を、画像表示装置90で表示可能なビデオ信号（輝度信号や色差信号）を生成する後段画像処理を施した上で、画像表示装置90に出力する。

10

【0035】

これにより、通常白色画像としてRGB画像を表示し、且つ通常白色画像よりも毛細血管などの情報が明瞭に表示されるGBB画像とを同時に表示することが可能になる。このため、RGB画像とGBB画像とを切り替えて使用する形態に比べて、切り替えに必要な時間を削減出来るので、内視鏡装置1を使った検査期間を短縮することが可能になる。また、第1実施形態では、同じ画像信号に基づいて、RGB画像と、GBB画像とを表示するため、比較画像間での撮像タイムラグが生じないメリットを有する。

【0036】

なお、切替部66をR信号、G信号、B信号を分配して出力する分配部66'に代え、エンコーダー67を2つ設け（第1、第2エンコーダー67a、67b）、2つの画像表示装置（第1、第2画像表示装置90a、90b）にRGB画像とGBB画像とを表示する形態であってもよい（図7参照）。

20

【0037】

また、出射波長帯域が狭く、且つ狭い出射波長帯域における出射強度が強いレーザー光（発光ダイオードによる光でもよい）を照明光に使用するため、反射光の波長帯域ごとの分光を効率よく行うことが出来る。これにより、キセノンランプなど、出射波長帯域が広く、且つ狭い出射波長帯域における出射強度が弱い照明光を使用する場合に比べて鮮明な画像を得ることが可能になる。

【0038】

次に、第2実施形態について図8、図9を用いて説明する。第1実施形態では、GBB画像を表示するために、エンコーダー67のGチャンネルとBチャンネルに出力するB信号が、第3波長帯域を含むものであるとして説明したが、第2実施形態では、GBB画像（ GB_1B_2 画像）を表示するために、エンコーダー67のGチャンネルに出力するB信号に含まれる波長帯域と、Bチャンネルに出力するB信号に含まれる波長帯域とが異なる。以下、第1実施形態と異なる点を中心に説明する。

30

【0039】

光源部31は、第1～第4ドライバ32a～32d、第1～第4レーザー33a～33d、RGB合成部34、及び照明用集光レンズ36を有する。

【0040】

第1レーザー33aは、赤色発光用のレーザーダイオードであり、タイミングコントローラ61、システムコントロール部62、及び第1ドライバ32aの制御に基づいて、約640nm（具体的には630nmから650nm）の第1波長 R を含む第1波長帯域の赤色光を発する。第2レーザー33bは、緑色発光用のレーザー（例えば、赤外線発光のレーザーダイオードと波長変換板で構成されたもの）であり、タイミングコントローラ61、システムコントロール部62、及び第2ドライバ32bの制御に基づいて、約540nm（具体的には532nmから550nm）の第2波長 G を含む第2波長帯域の緑色光を発する。第3レーザー33cは、第1青色発光用のレーザーダイオードであり、タイミングコントローラ61、システムコントロール部62、及び第3ドライバ32cの制御に基づいて、約440nm（具体的には445nm）の第3波長 B_1 を含む第3波長帯域の第1青色光を発する。第4レーザー33dは、第2青色発光用のレーザーダ

40

50

イオードであり、タイミングコントローラー 6 1、システムコントロール部 6 2、及び第 4 ドライバ 3 2 d の制御に基づいて、約 4 1 0 n m (具体的には 4 0 8 n m) の第 4 波長 B_2 を含む第 4 波長帯域の第 2 青色光を発する。

【 0 0 4 1 】

第 1 ~ 第 4 波長帯域は互いに重複しない狭波長帯域である。なお、ヘモグロビンが光を吸収する一方のピークの波長 (5 5 0 n m) を含むように第 2 波長帯域を設定する、あるいは、他方のピークの波長 (4 1 5 n m) を含むように第 4 波長帯域を設定すると、腫瘍に特有の血管形状が明確になり、正常部位と病変部位との差異が鮮明な画像が得られやすい。

【 0 0 4 2 】

第 1 レーザ 3 3 a から出射された赤色光、第 2 レーザ 3 3 b から出射された緑色光、第 3 レーザ 3 3 c から出射された第 1 青色光、第 4 レーザ 3 3 d から出射された第 2 青色光は、R G B 合成部 3 4 で光路が 1 つにまとめられる。R G B 合成部 3 4 から出射された光は、白色光として、照明用集光レンズ 3 6 で集光せしめられ、照射用ファイバ 1 1 に伝達される。

【 0 0 4 3 】

受光部 5 1 は、受光用集光レンズ 5 2、第 1 ~ 第 3 分光ミラー 5 3 a ~ 5 3 c、第 1 ~ 第 3 ミラー 5 4 a ~ 5 4 c、第 1 ~ 第 4 受光素子 5 5 a ~ 5 5 d、及び第 1 ~ 第 4 A D コンバータ 5 6 a ~ 5 6 d を有する。

第 1 分光ミラー 5 3 a は、ダイクロイックミラー (Dichroic Mirror) など特定波長帯域の光を分光するミラーで、短い波長 (5 0 0 n m 以下) の光 (第 3 波長帯域の第 1 青色光、及び第 4 波長帯域の第 2 青色光) を反射し、それ以外の光 (第 1 波長帯域の赤色光、及び第 2 波長帯域の緑色光) を直進させる (図 9 参照) 。第 2 分光ミラー 5 3 b は、ダイクロイックミラーなど特定波長帯域の光を分光するミラーで、長い波長 (6 0 0 n m 以上) の光 (第 1 波長帯域の赤色光) を反射し、それ以外の光 (第 2 波長帯域の緑色光) を直進させる。第 3 分光ミラー 5 3 c は、ダイクロイックミラーなど特定波長帯域の光を分光するミラーで、短い波長 (4 2 5 n m 以下) の光 (第 4 波長帯域の第 2 青色光) を反射し、それ以外の光 (第 3 波長帯域の第 1 青色光) を直進させる。

第 1 ~ 第 4 受光素子 5 5 a ~ 5 5 d は、フォトマルチプライア (Photomultiplier Tube) などの光センサである。

【 0 0 4 4 】

受光用ファイバ 1 5 から伝達された光のうち赤色光は、受光用集光レンズ 5 2 で平行光束にされた後、第 1、第 2 分光ミラー 5 3 a、5 3 b、及び第 1 ミラー 5 4 a を介して、第 1 受光素子 5 5 a に入射される。受光用ファイバ 1 5 から伝達された光のうち緑色光は、受光用集光レンズ 5 2 で平行光束にされた後、第 1、第 2 分光ミラー 5 3 a、5 3 b を介して、第 2 受光素子 5 5 b に入射される。受光用ファイバ 1 5 から伝達された光のうち第 1 青色光は、受光用集光レンズ 5 2 で平行光束にされた後、第 1 分光ミラー 5 3 a、第 2 ミラー 5 4 b、及び第 3 分光ミラー 5 3 b を介して、第 3 受光素子 5 5 c に入射される。受光用ファイバ 1 5 から伝達された光のうち第 2 青色光は、受光用集光レンズ 5 2 で平行光束にされた後、第 1 分光ミラー 5 3 a、第 2 ミラー 5 4 b、第 3 分光ミラー 5 3 b、及び第 3 ミラー 5 4 c を介して、第 4 受光素子 5 5 d に入射される。

【 0 0 4 5 】

第 1 受光素子 5 5 a に入射した赤色光は、第 1 受光素子 5 5 a で光電変換され、第 1 A D コンバータ 5 6 a でアナログ信号に変換された状態で、信号処理部 6 3 に出力される。第 2 受光素子 5 5 b に入射した緑色光は、第 2 受光素子 5 5 b で光電変換され、第 2 A D コンバータ 5 6 b でアナログ信号に変換された状態で、信号処理部 6 3 に出力される。第 3 受光素子 5 5 c に入射した第 1 青色光は、第 3 受光素子 5 5 c で光電変換され、第 3 A D コンバータ 5 6 c でアナログ信号に変換された状態で、信号処理部 6 3 に出力される。第 4 受光素子 5 5 d に入射した第 2 青色光は、第 4 受光素子 5 5 d で光電変換され、第 4 A D コンバータ 5 6 d でアナログ信号に変換された状態で、信号処理部 6 3 に出

10

20

30

40

50

力される。

【0046】

信号処理部63は、画像メモリ64に一時記録された画像信号を、第1受光素子55aに入射した赤色光に基づくR信号、第2受光素子55bに入射した緑色光に基づくG信号、第3受光素子55cに入射した第1青色光に基づくB₁信号、第4受光素子55dに入射した第2青色光に基づくB₂信号ごとに読み出して、切替部66を介して、エンコーダ67に出力する。切替部66は、信号処理部63からのR信号、G信号、B₁信号を、エンコーダ67に出力するRGBモードの第1スイッチ状態と、信号処理部63からのG信号、B₁信号、B₂信号を、エンコーダ67に出力するGBBモードの第2スイッチ状態とを切り替える。切替部66におけるスイッチ状態の切り替えは、図8のような電気的なスイッチ回路を使って行ってもよいが、ソフトウェアを使って信号処理部63から出力する信号を切り替える形態であってもよい。

10

【0047】

R信号、G信号、B₁信号に基づくRGB₁画像を表示するRGB画面表示モードの場合には、R信号、G信号、及びB₁信号が、切替部66からエンコーダ67に出力される(第1スイッチ状態)。すなわち、R信号がエンコーダ67のRチャンネルに出力され、G信号がエンコーダ67のGチャンネルに出力され、B₁信号がエンコーダ67のBチャンネルに出力される。B₂信号はエンコーダ67に出力されない。

【0048】

G信号、B₁信号、B₂信号に基づくGB₁B₂画像を表示するGBB画面表示モードの場合には、G信号、B₁信号、及びB₂信号が、切替部66からエンコーダ67に出力される(第2スイッチ状態)。すなわち、G信号がエンコーダ67のRチャンネルに出力され、B₁信号がエンコーダ67のGチャンネルに出力され、B₂信号がエンコーダ67のBチャンネルに出力される。R信号はエンコーダ67に出力されない。

20

【0049】

RGB₁画像と、GB₁B₂画像とを並列で表示する2画面表示モードの場合(図1参照)には、第1スイッチ状態と、第2スイッチ状態とが、1水平ラインの前半と後半とで切り替えられる。

【0050】

その他の構成は、第1実施形態と同様である。青色光など、波長の短い光は、生体組織の表層近くで反射し、反射する生体組織表面からの深さは、照射する光の波長によって変動する(波長が短いと反射する生体組織表面からの深さは浅くなる)。このため、波長帯域の異なる第1、第2青色光に基づいてGB₁B₂画像を得る第2実施形態では、生体組織の表層近くの所望の深さの組織情報を、第1実施形態に比べてより鮮明に取得することが可能になる。

30

【0051】

なお、第1、第2実施形態では、ファイバ走査型電子内視鏡を使って説明したが、波長帯域の狭いレーザー光などを光源として用い、且つ波長帯域ごとに分光した状態で受光して画像を得る内視鏡であれば、ファイバ走査型電子内視鏡に限らない。

【図面の簡単な説明】

40

【0052】

【図1】第1実施形態における内視鏡装置の構成図である。

【図2】プローブの先端部分の断面構成図である。

【図3】第1電圧の駆動波形を示す図である。

【図4】第1実施形態における第1～第3レーザーから出力される光の波長帯域を示す図である。

【図5】スパイラル・ラスタースキャン変換前のデータ配列順を示す図である。

【図6】スパイラル・ラスタースキャン変換後のデータ配列順を示す図である。

【図7】切替部に代えて分配部を設けた形態における分配部周辺の構成図である。

【図8】第2実施形態における内視鏡装置の構成図である。

50

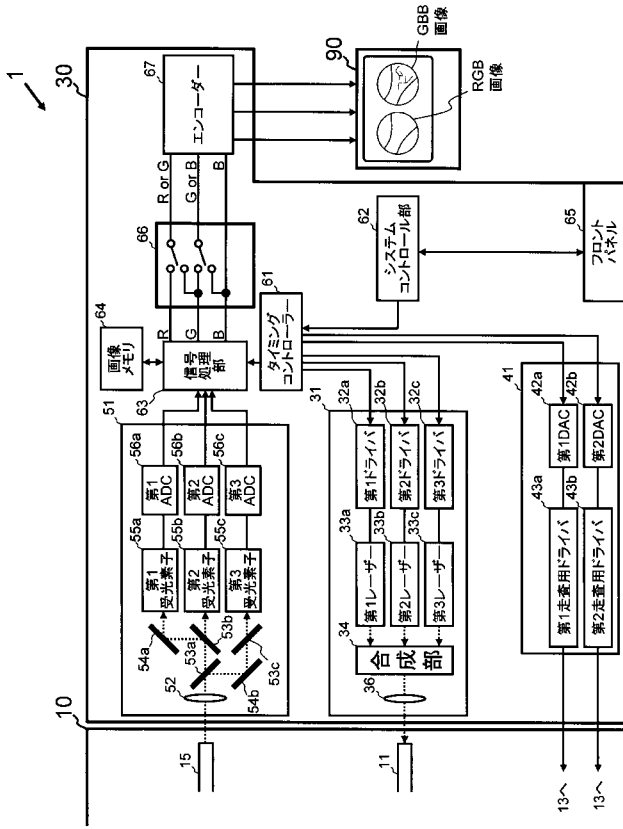
【図 9】第 2 実施形態における第 1 ~ 第 4 レーザーから出力される光の波長帯域を示す図である。

【符号の説明】

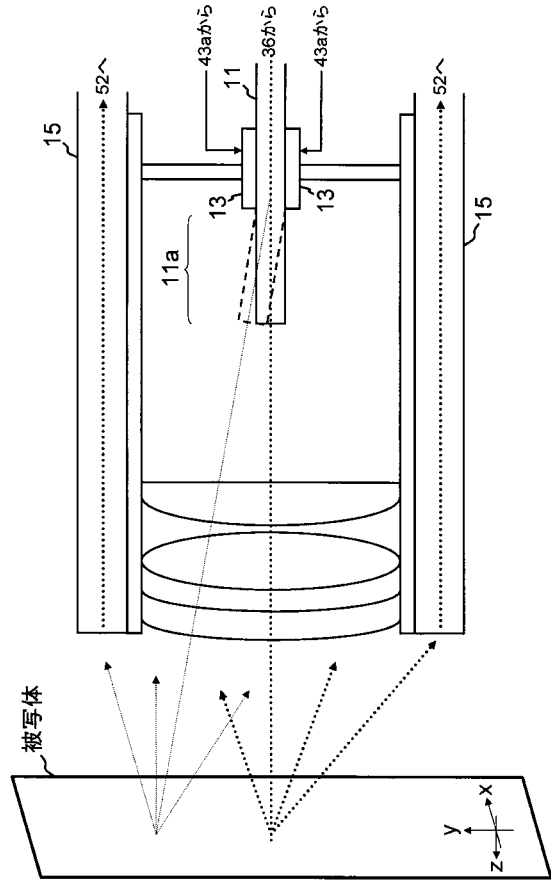
【 0 0 5 3 】

- 1 内視鏡装置
- 1 0 プローブ
- 1 1 照射用ファイバー
- 1 1 a 照射用ファイバーの先端部
- 1 3 走査部
- 1 5 受光用ファイバー 10
- 3 0 プロセッサ
- 3 1 光源部
- 3 2 a ~ 3 2 d 第 1 ~ 第 4 ドライバ
- 3 3 a ~ 3 3 d 第 1 ~ 第 4 レーザー
- 3 4 R G B 合成部
- 3 6 照明用集光レンズ
- 4 1 走査用駆動部
- 4 2 a、4 2 b 第 1、第 2 D A コンバーター
- 4 3 a、4 3 b 第 1、第 2 走査用ドライバ
- 5 1 受光部 20
- 5 3 a ~ 5 3 c 第 1 ~ 第 3 分光ミラー
- 5 4 a ~ 5 4 c 第 1 ~ 第 3 ミラー
- 5 5 a ~ 5 5 d 第 1 ~ 第 4 受光素子
- 5 6 a ~ 5 6 d 第 1 ~ 第 4 A D コンバーター
- 6 1 タイミングコントローラー
- 6 2 システムコントロール部
- 6 3 信号処理部
- 6 4 画像メモリ
- 6 5 フロントパネル
- 6 6 切替部 30
- 6 6 ' 分配部
- 6 7 エンコーダー
- 6 7 a、6 7 b 第 1、第 2 エンコーダー
- 9 0 画像表示装置
- 9 0 a、9 0 b 第 1、第 2 画像表示装置

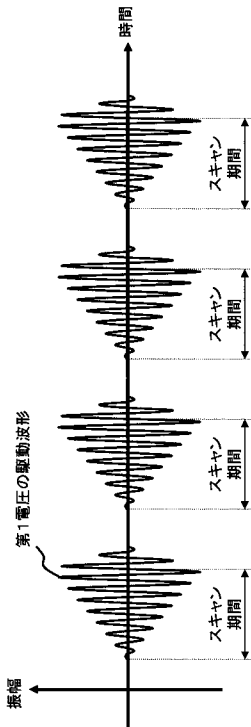
【図1】



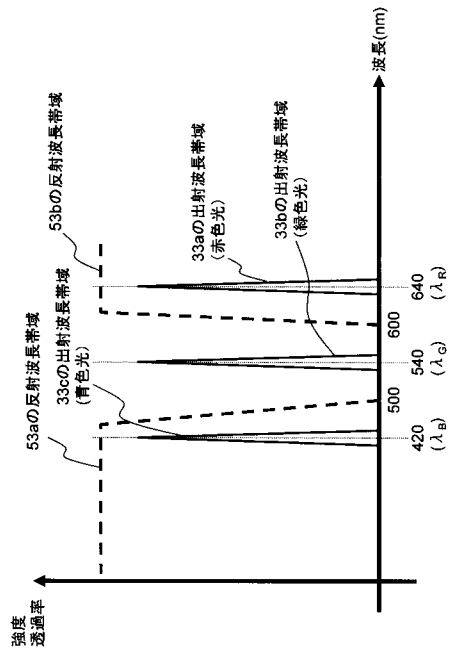
【図2】



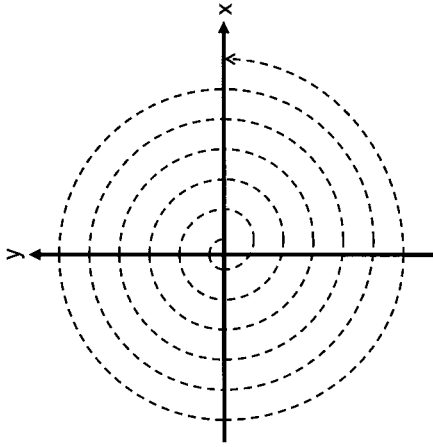
【図3】



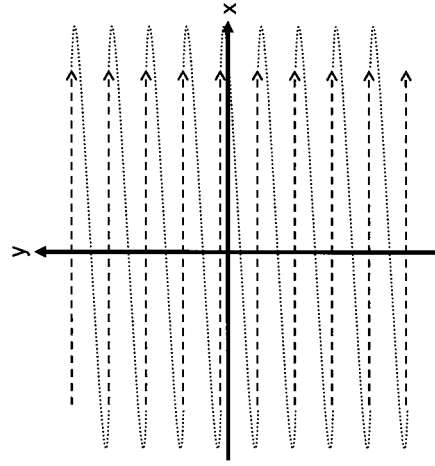
【図4】



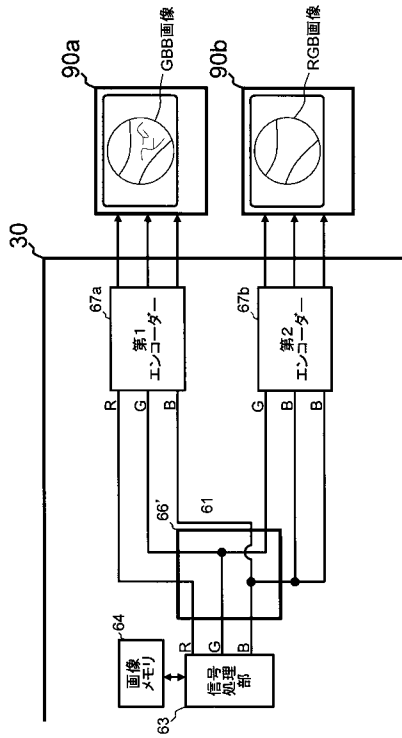
【 図 5 】



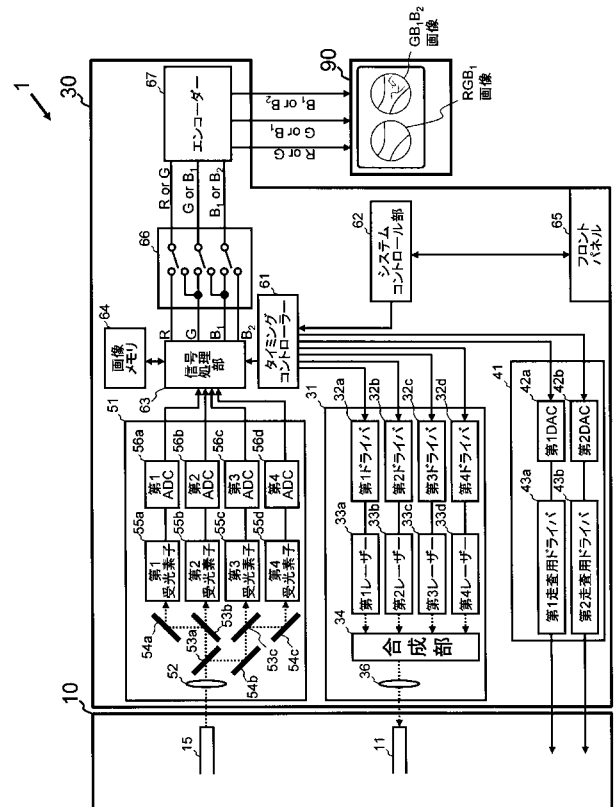
【 図 6 】



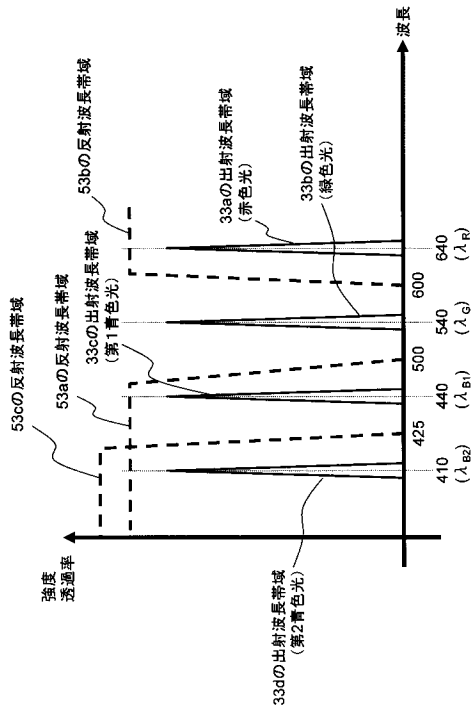
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 池谷 浩平

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 FF46 QQ02 QQ07 QQ09 RR01 RR14 RR17 RR26 WW10 WW20

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2009207584A	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2008051625	申请日	2008-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	池谷浩平 杉本秀夫		
发明人	池谷 浩平 杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	H04N9/045 A61B1/00172 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/07 A61B5/02007 A61B5/1455 H04N5/2256 H04N5/232 H04N9/097 H04N2005/2255 H04N2209/049		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.523 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/FF46 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR01 4C061/RR14 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/WW10 4C061/WW20 4C161/FF46 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW10 4C161/WW20		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种内窥镜装置，其切换并输出白光图像和特定波长带光图像。发射第一波段的红光的第一发光单元，发射包括比第一波段中包括的波长短的波长的第二波段的绿光的第二发光单元，以及基于来自光源单元的光和具有第三发光单元的光源单元的光的光，所述第三发光单元发射包括波长带中包括的波长的波长短的第三波段的蓝光R信号包括第一波长带的光，G信号包括第二波长带的光，以及第三波长带的光，基于接收状态的光的光接收部分和由光接收部分分离的光用于获取B信号的信号处理单元，用于基于由信号处理单元获得的B信号等生成视频信号的视频信号生成单元，用于R信号的视频信号生成单元，G信号和B信号切换单元，其在第一状态和输出之间切换，以及第二状态，以将G和B信号输出到视频信号生成单元我明白了 [选图]图1

