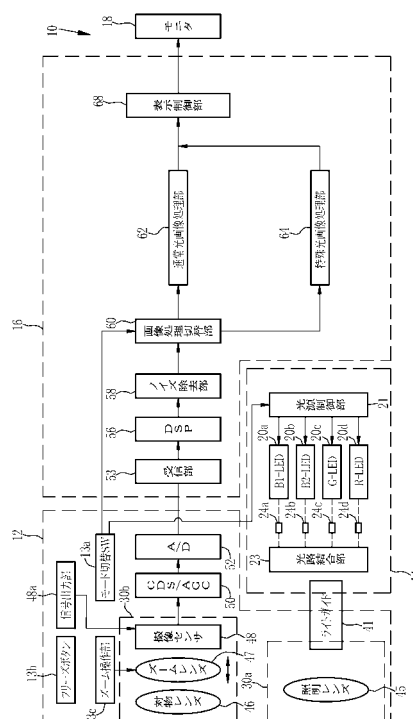




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 青色光を発する第 1 青色半導体光源、緑色光を発する緑色半導体光源、及び赤色光を発する赤色半導体光源を含む光源部と、

前記緑色光と前記赤色光に対する第 1 特定発光制御を行う光源制御部と、

前記第 1 特定発光制御の元で前記光源部から発せられた光で照明中の体腔内の観察対象を撮像する撮像部と、

前記撮像部から青色信号、緑色信号、及び赤色信号を出力させる信号出力部と、

B チャンネル、G チャンネル、及び R チャンネルを有する表示部と、

前記青色信号、前記緑色信号、及び前記赤色信号を、前記 B チャンネル、前記 G チャンネル、及び前記 R チャンネルのいずれかに割り当てる表示制御部とを備え、

前記信号出力部は、縦軸に頻度、横軸に画素値をとったヒストグラムに少なくとも 2 つのピークを持つ前記赤色信号を出力する内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光源制御部は、前記第 1 青色光と前記緑色光に対する第 2 特定発光制御を行い、

前記信号出力部は、第 1 血管と粘膜の画素値の差を示す第 1 画素値差が、前記第 1 血管よりも深い位置にある第 2 血管と前記粘膜との差を示す第 2 画素値差よりも大きい前記青色信号を出力し、または、前記第 1 画素値差が前記第 2 画素値差よりも小さい前記緑色信号を出力する請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記第 1 青色光に対する第 3 特定発光制御を行い、

前記信号出力部は、前記第 1 青色光の深達範囲にある血管の画素値が前記第 1 青色光に応じて増加又は減少する前記青色信号を出力する請求項 1 または 2 項記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 特定発光制御は、前記赤色光の光量を前記緑色光の光量の $1/3$ よりも大きくする第 1 光量制御を含む請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 青色光は $400\text{ nm} \sim 420\text{ nm}$ にピーク波長を持ち、

前記第 2 特定発光制御は、前記第 1 青色光の光量を前記緑色光の光量の $1/3$ よりも大きくする第 2 光量制御を含む請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光源部は $430\text{ nm} \sim 480\text{ nm}$ にピーク波長を持つ第 2 青色光を発し、

前記第 2 特定発光制御は、前記第 1 青色光の光量を前記第 2 青色光の光量の $4/5$ よりも大きくする第 3 光量制御を含む請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 2 青色光は $420 \sim 480\text{ nm}$ の波長範囲を有する請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 青色光の光量と、前記緑色光の光量と、前記赤色光の光量とを検出する光量検出部を有し、

前記光源制御部は、前記光量検出部で検出された前記第 1 青色光と前記緑色光と前記赤色光の光量に基づいて制御を行う請求項 4 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記赤色信号から前記ヒストグラムにおけるピークを検出するピーク検出部を有し、

前記第 1 特定発光制御は、前記ピーク検出部での検出結果に基づいて、前記光源部を制御する第 4 光量制御を含む請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記青色信号又は前記緑色信号から、第 1 血管と粘膜の画素値の差を示す第 1 画素値差と前記第 1 血管よりも深い位置にある第 2 血管と前記粘膜との差を示す第 2 画素値差を算

10

20

30

40

50

出する画素値差算出部を有し、

前記第 2 特定発光制御は、前記画素値差算出部での算出結果に基づいて、前記光源部を制御する第 5 光量制御を含む請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記第 1 青色光は 380 ~ 430 nm の波長範囲を有し、前記緑色光は 470 ~ 600 nm の波長範囲を有し、前記赤色光は 580 ~ 700 nm の波長範囲を有する請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記表示制御部は、前記青色信号を前記 B チャンネルに、前記緑色信号を前記 G チャンネルに、前記赤色信号を前記 R チャンネルに割り当てる請求項 1 ないし 11 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

10

【請求項 1 3】

光源部が、第 1 青色半導体光源から第 1 青色光を発し、緑色半導体光源から緑色光を発し、及び赤色半導体光源から赤色光を発するステップと、

光源制御部が前記緑色光と前記赤色光に対する第 1 特定発光制御を行うステップと、

撮像部が、前記第 1 特定発光制御の元で前記光源部から発せられた光で照明中の体腔内の観察対象を撮像するステップと、

信号出力部が、前記撮像部から青色信号、緑色信号、及び赤色信号を出力させるステップであり、縦軸に頻度、横軸に画素値をとったヒストグラムに少なくとも 2 つのピークを持つ前記赤色信号を出力するステップと、

20

表示制御部が、B チャンネル、G チャンネル、及び R チャンネルを有する表示部に対して制御を行うステップであり、前記表示制御部が、前記青色信号、前記緑色信号、及び前記赤色信号を、前記 B チャンネル、前記 G チャンネル、及び前記 R チャンネルのいずれかに割り当てるステップとを有する内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光などの可視光で観察対象を照明して得られる通常光画像を表示する内視鏡システム及びその作動方法に関する。

【背景技術】

30

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて、診断することが一般的になっている。内視鏡診断を用いる診断においては、白色光など可視光で観察対象を照明して観察を行う通常光観察の他、青色狭帯域光や緑色狭帯域光などの帯域制限を施した特殊光で観察対象を照明して観察を行う特殊光観察も行われつつある。

【0003】

通常光観察では、可視光で照明中の観察対象を撮像することによって青色信号、緑色信号、赤色信号を取得するとともに、青色信号をモニタの B チャンネル、緑色信号をモニタの G チャンネル、赤色信号をモニタの R チャンネルに割り当てている。これにより、モニタ上には、肉眼により観察した状態と略同等の自然な色再現を実現した通常光画像が表示される。

40

【0004】

特殊光観察では、例えば、特許文献 1 に示すように、400 ~ 420 nm の青色狭帯域光と 530 ~ 550 nm の緑色狭帯域光などの特殊光で観察対象を照明している。青色狭帯域光及び緑色狭帯域光については、ヘモグロビンの吸収特性と密接に関係しており、また、短波長である程、生体内への深達度は浅いという特性を利用している。これら青色狭帯域光及び緑色狭帯域光を生体内に照射することによって、青色狭帯域光により生体内の表層血管を明確に観察することができ、また、緑色狭帯域光により生体内の中深層血管を明確に観察することができるようになる。このように表層血管及び中深層血管を明瞭化するこ

50

とで、血管に関して「異型」、「形状不均一」、「増生、拡張」などの構造面からの観察を行うことができる。さらには、正常部位との境界が明瞭なBrownish Areaの観察も行うことができるようになる。

【0005】

また、特殊光観察では、青色狭帯域光及び緑色狭帯域光で照明中の観察対象を撮像することによって、青色狭帯域光に対応する青色狭帯域信号と、緑色狭帯域光に対応する緑色狭帯域信号を少なくとも取得する。青色狭帯域信号をモニタのBチャンネル及びGチャンネルに割り当てるとともに、緑色狭帯域信号をモニタのRチャンネルに割り当てている。これにより、モニタ上には、表層血管と中深層血管が疑似カラー表示された特殊光画像が表示される。特殊光画像では、生体内の粘膜表層及び中深層の血管や微細構造などがコントラスト良く色再現されている。なお、特殊光画像上では、表層血管は茶褐色、深層血管はシアン調で表示される。このように、異なる深さの血管を異なる色調で表示することで、血管の視認性や違いを明確にすることができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】国際公開2012/101904（特許5174290号公報）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

20

通常光画像は、上記したように、肉眼で観察した状態と略同様の自然な色再現を実現することができるが、照明光のスペクトルや光量によっては、奥行き感が不足することで、体腔内全体に渡り観察像をくっきり表示することが難しい場合がある。また、内視鏡の先端部から遠く離れた遠景部分でも凹凸感が分かりにくい場合があった。

【0008】

更には、通常光画像では、特殊光画像のように、表層血管や中深層血管の他、微細構造などをコントラスト良く再現することは難しい。また、これまでの通常光画像では、血管をくっきり表示させるとともに、透き通っている感覚に近い透明感がある画像を表示することは難しい。したがって、通常光画像と特殊光画像とは全く異なる画像であるため、表層血管や微細構造などに着目して観察を行う場合には、特殊光画像を表示する特殊観察モードに手動で切り替える必要があった。

30

【0009】

本発明は、通常光観察時において、肉眼で観察した状態と略同等の自然な色再現を行いつつ、体腔内全体の奥行き感を備えた画像を表示することができる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。更には、表層血管や中深層血管などの血管像をコントラスト良く再現するために、透明感のある画像を表示することができる内視鏡システム及びその作動方法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】

【0010】

40

本発明の内視鏡システムは、第1青色光を発する第1青色半導体光源、緑色光を発する緑色半導体光源、及び赤色光を発する赤色半導体光源を含む光源部と、緑色光と赤色光に対する第1特定発光制御を行う光源制御部と、第1特定発光制御の元で光源部から発せられた光で照明中の体腔内の観察対象を撮像する撮像部と、撮像部から青色信号、緑色信号、及び赤色信号を出力させる信号出力部と、Bチャンネル、Gチャンネル、及びRチャンネルを有する表示部と、青色信号、緑色信号、及び赤色信号を、Bチャンネル、Gチャンネル、及びRチャンネルのいずれかに割り当てる表示制御部とを備え、信号出力部は、縦軸に頻度、横軸に画素値をとったヒストグラムに少なくとも2つのピークを持つ赤色信号を出力する。

【0011】

光源制御部は、第1青色光と緑色光に対する第2特定発光制御を行い、信号出力部は、

50

第1血管と粘膜の画素値の差を示す第1画素値差が、第1血管よりも深い位置にある第2血管と粘膜との差を示す第2画素値差よりも大きい青色信号を出力し、または、第1画素値差が第2画素値差よりも小さい緑色信号を出力することが好ましい。光源制御部は、第1青色光に対する第3特定発光制御を行い、信号出力部は、第1青色光の深達範囲にある血管の画素値が第1青色光に応じて増加又は減少する青色信号を出力する。

【0012】

第1特定発光制御は、赤色光の光量を緑色光の光量の $1/3$ よりも大きくする第1光量制御を含むことが好ましい。第1青色光は $400\text{nm} \sim 420\text{nm}$ にピーク波長を持ち、第2特定発光制御は、第1青色光の光量を緑色光の光量の $1/3$ よりも大きくする第2光量制御を含むことが好ましい。光源部は $430\text{nm} \sim 480\text{nm}$ にピーク波長を持つ第2青色光を発生し、第2特定発光制御は、第1青色光の光量を第2青色光の光量の $4/5$ よりも大きくする第3光量制御を含むことが好ましい。第2青色光は $420 \sim 480\text{nm}$ の波長範囲を有することが好ましい。第1青色光の光量と、緑色光の光量と、赤色光の光量とを検出する光量検出部を有し、光源制御部は、光量検出部で検出された第1青色光と緑色光と赤色光の光量に基づいて制御を行うことが好ましい。

10

【0013】

赤色信号からヒストグラムにおけるピークを検出するピーク検出部を有し、第1特定発光制御は、ピーク検出部での検出結果に基づいて、光源部を制御する第4光量制御を含むことが好ましい。青色信号又は緑色信号から、第1血管と粘膜の画素値の差を示す第1画素値差と第1血管よりも深い位置にある第2血管と粘膜との差を示す第2画素値差を算出する画素値差算出部を有し、第2特定発光制御は、画素値差算出部での算出結果に基づいて、光源部を制御する第5光量制御を含むことが好ましい。

20

【0014】

第1青色光は $380 \sim 430\text{nm}$ の波長範囲を有し、緑色光は $470 \sim 600\text{nm}$ の波長範囲を有し、赤色光は $580 \sim 700\text{nm}$ の波長範囲を有することが好ましい。表示制御部は、青色信号をBチャンネルに、緑色信号をGチャンネルに、赤色信号をRチャンネルに割り当てることが好ましい。

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源部が、第1青色半導体光源から第1青色光を発生し、緑色半導体光源から緑色光を発生し、及び赤色半導体光源から赤色光を発生するステップと、光源制御部が緑色光と赤色光に対する第1特定発光制御を行うステップと、撮像部が、第1特定発光制御の元で光源部から発生された光で照明中の体腔内の観察対象を撮像するステップと、信号出力部が、撮像部から青色信号、緑色信号、及び赤色信号を出力させるステップであり、縦軸に頻度、横軸に画素値をとったヒストグラムに少なくとも2つのピークを持つ赤色信号を出力するステップと、表示制御部が、Bチャンネル、Gチャンネル、及びRチャンネルを有する表示部に対して制御を行うステップであり、表示制御部が、青色信号、緑色信号、及び赤色信号を、Bチャンネル、Gチャンネル、及びRチャンネルのいずれかに割り当てするステップとを有する。

30

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、通常光観察時において、肉眼で観察した状態と略同等の自然な色再現を行いつつ、体腔内全体の奥行き感を備えた画像を表示することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rのスペクトルを示すグラフである。

【図4】通常光画像のR画像信号における体腔内の画像を示す画像図と、R画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

50

【図 5】通常光画像の R 画像信号における体腔内の画像を示す画像図と、R 画像信号における体腔内の A 地点から B 地点までの画素値の分布を示すグラフである。

【図 6】粘膜下層における極表層血管 C 1 α 、表層血管 C 1 β 、中層血管 C 2、及び深層血管 C 3 の分布を示す説明図である。

【図 7】通常光画像の B 画像信号における体腔内の画像を示す画像図と、B 画像信号における体腔内の A 地点から B 地点までの画素値の分布を示すグラフである。

【図 8】通常光画像の G 画像信号における体腔内の画像を示す画像図と、B 画像信号における体腔内の A 地点から B 地点までの画素値の分布を示すグラフである。

【図 9】B 画像信号のヒストグラムを示すグラフである。

【図 10】第 2 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

10

【図 11】第 3 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 12】第 3 特定発光制御の説明図である。

【図 13】図 3 とは異なる第 1 青色光 B 1、第 2 青色光 B 2、緑色光 G、赤色光 R のスペクトルを示すグラフである。

【図 14】比較例で用いる紫色光及び白色光のスペクトルを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は光源装置 14 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続される。内視鏡 12 は、被検体内に挿入される挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられる湾曲部 12c 及び先端部 12d を有している。操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより、湾曲部 12c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 12d が所望の方向に向けられる。なお、本発明の「表示部」はモニタ 18 に対応する。

20

【0019】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切替 SW 13a、フリーズボタン 13b、ズーム操作部 13c が設けられている。モード切替 SW 13a は、第 1 通常観察モードと、特殊観察モードとの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。第 1 通常観察モードは、通常光画像をモニタ 18 上に表示するモードである。特殊観察モードは、特殊光画像をモニタ 18 上に表示するモードである。

30

【0020】

フリーズボタン 13b は、観察対象の静止画を取得するときに用いられる。ズーム操作部 13c は、観察対象を拡大して観察する拡大観察を行う時に用いられる。このズーム操作部 13c を操作することで、ズームレンズ 47 (図 2 参照) がテレ位置とワイド位置との間を移動する。

【0021】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続される。モニタ 18 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (User Interface: ユーザーインターフェース) として機能する。なお、プロセッサ装置 16 には、画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

40

【0022】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、B1-LED (B1 Light Emitting Diode) 20a、B2-LED (B2 Light Emitting Diode) 20b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 20c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 20d、これら 4 色の LED 20a~20d の駆動を制御する光源制御部 21、及び 4 色の LED 20a~20d から発せられる 4 色の光の光路を結合する光路結合部 23 を備えている。光路結合部 23 で結合された光は、挿入部 12a 内に挿通されたライトガイド 41 及び照明レンズ 45 を介して、被検体内に照射される。

50

【0023】

なお、LEDの代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。また、上記の「4色のLED 20a~20d」は本発明の「光源部」に対応する。また、B1-LED 20aは本発明の「第1青色半導体光源」に、G-LED 20cは本発明の「緑色半導体光源」に、R-LED 20dは本発明の「赤色半導体光源」に対応する。

【0024】

図3に示すように、B1-LED 20aは、ピーク波長が405nmであり、且つ波長範囲が380~425nmである第1青色光B1を発生する。B2-LED 20bはピーク波長が460nmであり、且つ波長範囲が426~475nmである第2青色光B2を発生する。G-LED 20cは、波長範囲が476~590nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED 20dは、ピーク波長が620~630nmに含まれ、且つ波長範囲が591~700nmである赤色光Rを発生する。

10

【0025】

なお、第1青色光B1のピーク波長は405nmに限らず、400~420nmに含まれることが好ましく、第2青色光B2のピーク波長は460nmに限らず、430~480nmに含まれればよい。また、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rの波長範囲の上限値および下限値については、多少、短波長側または長波長側にあってもよい。例えば、第1青色光B1の波長範囲は380~430nmであることが好ましく、第2青色光B2の波長範囲は420~480nmであることが好ましく、緑色光Gは470~600nmであることが好ましく、赤色光Rは580~700nmであることが好ましい。また、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rにおいて、中心波長とピーク波長は同じでもよく、異なってもよい。

20

【0026】

図2に示すように、光源制御部21は、第1通常観察モード及び特殊観察モードのいずれの観察モードにおいても、B1-LED 20a、B2-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20dを点灯する。したがって、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、及び赤色光Rの4色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部21では、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光R間の光量比は、第1通常観察モードと特殊観察モードとでそれぞれ異なるように設定する。

【0027】

第1通常観察モード時には、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rの光量が、それぞれB1cx、B2cx、Gcx、Rcxとなるように、各LED 20a~20dを制御する。特殊観察モード時には、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rの光量が、それぞれB1s、B2s、Gs、Rsとなるように、各LED 20a~20dを制御する。なお、各LED 20a~20dから発せられた光の光量は、それぞれ、各色の光の光路上の所定位置に設けられた光量センサ24a~24d(本発明の「光量検出部」に対応する)で検出される。そして、光源制御部21が、光量センサ24a~24dで検出した結果に基づいて各LED 20a~20dの発光を制御することによって、観察モード毎に設定された光量を維持する制御を行う。

30

【0028】

ここで、第1通常観察モードにおいては、光源制御部21は、緑色光G、赤色光Rの光量の調整によって、Rcx/Gcxを1/3よりも大きくする第1光量制御を行うことが好ましい。この第1光量制御によって、Rcx/Gcxを1/3~3/5の範囲にすることが更に好ましく、Rcx/Gcxを1/2~3/5の範囲にすることが最も好ましい。これにより、通常光画像は、奥行き感のある画像となる。即ち、通常光画像上で、体腔内全体に渡り観察像をくっきり表示することが可能となるとともに、内視鏡の先端部12dから遠く離れた遠景部分でも凹凸感を明確に表示することが可能となる。

40

【0029】

また、第1通常観察モードにおいては、光源制御部21は、第1青色光B1、緑色光Gの光量の調整によって、B1cx/Gcxを1/3よりも大きくする第2光量制御を行う

50

ことが好ましい。この第2光量制御によって、 $B1cx/Gcx$ を $1/3 \sim 3/5$ の範囲にすることが更に好ましく、 $B1cx/Gcx$ を $1/2 \sim 3/5$ の範囲にすることが最も好ましい。これにより、通常光画像は、透明感のある画像となる。即ち、通常光画像上では、血管をくっきり見せて表示することが可能となり、また、透き通っている感覚に近い透明感のある画像を表示することが可能となる。

【0030】

なお、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rの光量とは、各LED20a~20dから内視鏡の先端部12dまでの間における所定の位置で得られる光量をいうが、本実施形態では、内視鏡の先端部12dから発せられた時点での第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rの光量とする。ここで、「光量」とは、ある波長域における光の強度の積分値をいう。即ち、図3において、第1青色光B1の光量は、380~430nmの波長域における光の強度の積分値であり、第2青色光B2の光量は、420~480nmの波長域における光の強度の積分値であり、緑色光Gの光量は470~600nmの波長域における光の強度の積分値であり、赤色光Rの光量は580~700nmの波長域における光の強度の積分値である。

【0031】

図2に示すように、ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード（内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部23で結合された光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径がφ0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。また、φ0.03mmの細径ファイバを束ねたファイバケーブルを使用することもできる。

【0032】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、この照明レンズ45を介して、ライトガイド41からの光が観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、撮像センサ48を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して、撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の反射像が結像される。

【0033】

撮像センサ48（本発明の「撮像部」に対応する）はカラーの撮像センサである。信号出力部48aは撮像センサ48を制御して、撮像センサ48から、画像信号を出力させる制御を行う。この出力された画像信号に基づいて、静止画や動画が生成される。撮像センサ48は、CCD(Charge Coupled Device)撮像センサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ48は、R（赤）、G（緑）及びB（青）の3色のRGB画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、Rフィルタが設けられたR画素、Gフィルタが設けられたG画素、Bフィルタが設けられたB画素を備えた、いわゆるRGB撮像センサである。

【0034】

なお、撮像センサ48としては、RGBのカラーの撮像センサの代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力されるため、補色-原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換する必要がある。したがって、補色撮像センサと補色-原色色変換を含む構成が本発明の「撮像部」に対応することになる。また、撮像センサ48はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部21は、第1青色光B1及び第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rを順次点灯して撮像するとともに、撮像により得られた信号は同時化处理して1フレームの画像を生成する。

【0035】

撮像センサ 48 から出力される画像信号は、CDS・AGCX回路 50 に送信される。CDS・AGCX回路 50 は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（CDS（Correlated Double Sampling））や自動利得制御（AGCX（Auto Gain Control））を行う。CDS・AGCX回路 50 を経た画像信号は、A/D変換器（A/D（Analog/Digital）コンバータ）52 により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置 16 に入力される。

【0036】

プロセッサ装置 16 は、受信部 53 と、DSP（Digital Signal Processor）56 と、ノイズ除去部 58 と、画像処理切替部 60 と、通常光画像処理部 62 と、特殊光画像処理部 64 と、表示制御部 68 とを備えている。受信部 53 は内視鏡 12 からのデジタルの RGB 画像信号を受信する。R 画像信号（本発明の「赤色信号」に対応する）は撮像センサ 48 の R 画素から出力される信号に対応し、G 画像信号（本発明の「緑色信号」に対応する）は撮像センサ 48 の G 画素から出力される信号に対応し、B 画像信号（本発明の「青色信号」に対応する）は撮像センサ 48 の B 画素から出力される信号に対応している。

【0037】

DSP 56 は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ 48 の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された RGB 画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の RGB 画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後の RGB 画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の RGB 画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、画素補間処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素が RGB 各色の信号を有するようになる。

【0038】

ノイズ除去部 58 は、DSP 56 でガンマ補正等が施された RGB 画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、RGB 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された RGB 画像信号は、画像処理切替部 60 に送信される。

【0039】

画像処理切替部 60 は、モード切替 SW 13a により、第 1 通常観察モードにセットされている場合には、RGB 画像信号を通常光画像処理部 62 に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、RGB 画像信号を特殊光画像処理部 64 に送信する。

【0040】

通常光画像処理部 62 は、RGB 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルの RGB 画像信号に対しては、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などを行い、色変換処理済みの RGB 画像信号に変換する。次に、色変換処理済みの RGB 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みの RGB 画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調処理が施された RGB 画像信号は、通常光画像の RGB 画像信号として、通常光画像処理部 62 から表示制御部 68 に入力される。

【0041】

特殊光画像処理部 64 は、通常光画像処理部 62 と同様に、RGB 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。これら処理済みの RGB 画像信号は、特殊光画像の RGB 画像信号として、特殊光画像処理部 64 から表示制御部 68 に入力される。

【0042】

表示制御部 68 では、第 1 通常観察モードにセットされている場合には、通常光画像の

10

20

30

40

50

B 画像信号をモニタ 18 の B チャンネルに割り当て、通常光画像の G 画像信号をモニタ 18 の G チャンネルに割り当て、通常光画像の R 画像信号をモニタ 18 の R チャンネルに割り当てる。これにより、モニタ 18 上には通常光画像が表示される。一方、特殊観察モードにセットされている場合には、特殊光画像の B 画像信号をモニタ 18 の B チャンネルおよび G チャンネルに割り当て、特殊光画像の G 画像信号をモニタ 18 の R チャンネルに割り当てる。これにより、モニタ 18 上には特殊光画像が表示される。

【0043】

モニタ 18 に表示される通常光画像は、奥行き感と透明感の両方を備える立体感がある画像となっている。通常光画像に奥行き感があるのは、光源制御部 21 で第 1 光量制御を行って得られる通常光画像の R 画像信号が以下のような性質を有するためである。図 4 に示すように、R 画像信号の画素値分布を、縦軸に頻度、横軸に画素値をとったヒストグラムで表した場合、画素値は高画素値から低画素値までまんべんなく分布しているとともに、R 画像信号上の明るいエリア H A と暗いエリア L A に対応するピーク P H , P L が存在していることから分かる。このように、R 画像信号のヒストグラムにおいて少なくとも 2 つのピークがあれば、通常光画像に奥行き感を出すことができる。

【0044】

なお、縦軸が画素値、横軸が画素の空間で R 画像信号を表した場合、図 5 に示すように、R 画像信号上の A 地点から B 地点に至るまでの間で、画素値がなだらかに変化するとともに、粘膜の起伏や凹凸によって画素値が大きく変化する。このような R 画像信号の画素値の変化によって、通常光画像において奥行き感が出てくる

【0045】

次に、通常光画像において、所定深さの血管が粘膜に対して透き通って見える透明感があるのは、光源制御部 21 で第 2 光量制御又は第 3 光量制御を行って得られる通常光画像の B 画像信号又は G 画像信号が以下のような性質を有するためである。ここで、所定深さの血管として、図 6 に示すように、粘膜 M から $50 \mu\text{m}$ の深さ範囲内に分布する極表層血管 C 1 α と、同じく $50 \mu\text{m}$ の深さ範囲内に分布し、極表層血管 C 1 α よりも深い位置にある表層血管 C 1 β と、 $50 \sim 100 \mu\text{m}$ の深さ範囲内に分布する中層血管 C 2 と、 $100 \sim 200 \mu\text{m}$ の深さ範囲内に分布する深層血管 C 3 を取り上げ、これら各血管と粘膜の画素値の関係から、透明感について説明する。

【0046】

図 7 に示すように、通常光画像の B 画像信号においては、極表層血管 C 1 α 及び表層血管 C 1 β の画素値が、粘膜 M の画素値に対して極めて低くなっている。これに対して、中層血管 C 2 及び深層血管 C 3 の画素値は、粘膜 M の画素値より低くなっているものの、極表層血管 C 1 α 及び表層血管 C 1 β の画素値ほど低くない。以上から、B 画像信号に基づく画像においては、極表層血管 C 1 α 及び表層血管 C 1 β は、粘膜 M に対する差が大きいので、透明感があるように見える。

【0047】

図 8 に示すように、通常光画像の G 画像信号においては、中層血管 C 2 及び深層血管 C 3 の画素値が、粘膜 M の画素値に対して極めて低くなっている。これに対して、極表層血管 C 1 α 及び表層血管 C 1 β の画素値は、粘膜 M の画素値より低くなっているものの、中層血管 C 2 及び深層血管 C 3 の画素値ほど低くない。以上から、G 画像信号に基づく画像においては、中層血管 C 2 及び深層血管 C 3 は、粘膜 M に対する差が大きいので、透明感があるように見える。

【0048】

また、通常光画像の R 画像信号においては、極表層血管 C 1 α 、表層血管 C 1 β 、中層血管 C 2 は、粘膜 M との画素値の差がほとんどなく、深層血管 C 3 のように太い血管のみが、粘膜 M との画素値の差を有している（図 5 参照）。したがって、R 画像信号に基づく画像においては、太い深層血管 C 3 に関して透明感があるように見える。

【0049】

以上から、通常光画像は、極表層血管 C 1 α 及び表層血管 C 1 β が明瞭に表示された B

10

20

30

40

50

画像信号と、中層血管 C 2 及び深層血管 C 3 が明瞭に表示された G 画像信号と、太い深層血管 C 3 が明瞭に表示された R 画像信号とを合成した画像であるため、通常光画像では、極表層血管 C 1 α 、表層血管 C 1 β 、中層血管 C 2、深層血管 C 3 などの血管が極めてくっきり見えて表示される。

【0050】

なお、通常光画像の B 画像信号において画素値分布をヒストグラムで表した場合、図 9 に示すように、B 画像信号のヒストグラム上における画素値の分布の幅 W_x は、R 画像信号のヒストグラムにおける画素値の分布の幅 W_y (図 4 参照) に対して $1/2$ 程度であり、幅 W_x は幅 W_y よりも狭くなっている。G 画像信号のヒストグラムにおける画素値の分布の幅も、B 画像信号の場合と同様に、R 画像信号のヒストグラムにおける画素値の分布の幅 W_y よりも狭くなっている。また、通常光画像の R 画像信号は、十分な光量を持つ赤色光 R に基づいて得られた画像信号であることから、R 画像信号に対するゲイン係数を小さくすることができる。ゲイン係数を低く抑えることで、R 画像信号におけるノイズが少なくなるため、結果として、通常光画像において透明感を出すことができる。

10

20

30

【0051】

また、第 1 通常観察モードに代えて又は加えて、第 1 青色光 B 1、第 2 青色光 B 2、緑色光 G、赤色光 R 間の光量比が第 1 通常観察モードと異なる第 2 通常観察モードを行ってもよい。第 2 通常観察モードでは、光源制御部 2 1 は、第 1 青色光 B 1、第 2 青色光 B 2、緑色光 G、赤色光 R の光量が、それぞれ B 1 c y、B 2 c y、G c y、R c y となるように、各 LED 2 0 a ~ 2 0 d を制御する。また、第 2 通常観察モードでは、第 1 通常観察モードと同様に、光源制御部 2 1 は、R c y / G c y を $1/3$ よりも大きくする第 1 光量制御を行うことが好ましく、B 1 c y / G c y を $1/3$ よりも大きくする第 2 光量制御を行うことが好ましい。

【0052】

更には、第 2 通常観察モードでは、光源制御部 2 1 は、第 1 青色光 B 1 と第 2 青色光 B 2 の光量の調整によって、B 1 c y / B 2 c y を $4/5$ よりも大きくする第 3 光量制御を行うことが好ましい。この第 3 光量制御によって、B 1 c y / B 2 c y を $4/5 \sim 7/5$ の範囲にすることが更に好ましく、B 1 c y / B 2 c y を $9/10 \sim 7/5$ の範囲にすることが最も好ましい。これにより、通常光画像は、体腔内が全体的に明るく、かつ透明感のある画像となる。なお、第 2 通常観察モードは、第 1 青色光 B 1、第 2 青色光 B 2、緑色光 G、赤色光 R 間の光量比が異なる以外は、第 1 通常観察モードと同様である。

【0053】

[第 2 実施形態]

第 1 実施形態では、第 1 特定発光制御として、R c x / G c x $> 1/3$ とする第 1 光量制御を行って、ヒストグラムにおいて少なくとも 2 つのピークを持つ R 画像信号を出力しているが、これに代えて、第 2 実施形態では、R 画像信号のヒストグラムにおいて少なくとも 2 つのピークが分布するように、R 画像信号に基づいて各 LED 2 0 a ~ 2 0 d をフィードバック制御する第 4 光量制御を行う。

【0054】

図 10 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 1 0 0 は、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 とほぼ同様であるが、プロセッサ装置 1 6 においてピーク検出部 7 0 と光量変更指示部 7 2 が加わっている。また、内視鏡システム 1 0 0 においては、内視鏡システム 1 0 と異なり、光源装置 1 4 に光量センサ 2 4 a ~ 2 4 d が設けられていない。

40

【0055】

ピーク検出部 7 0 には、第 1 通常観察モードに設定されている場合に、画像処理切替部 6 0 から R 画像信号が入力される。ピーク検出部 7 0 では、入力された R 画像信号から、画素値が一定値以上の明るいエリア H A と、画素値が一定値以下の暗いエリア L A が存在するか否かを検出する。明るいエリア H A と暗いエリア L A が検出された場合には、ピーク検出部 7 0 は、R 画像信号をヒストグラムに変換し、ヒストグラム上で明るいエリア H A に対応するピーク P H と暗いエリア L A に対応するピーク P L が存在するか否かを検出

50

する。

【 0 0 5 6 】

ピーク検出部 7 0 において、ピーク P H とピーク P L の少なくとも一方が検出されない場合には、光量変更指示部 7 2 は、光源制御部 2 1 に対して、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d から発する光の光量の変更を指示する。この指示に従って、光源制御部 2 1 は、ピーク P H とピーク P L の両方が R 画像信号のヒストグラム上に出現するように、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d から発する光の光量の変更する第 4 光量制御を行う。一方、ピーク P H とピーク P L が検出された場合には、光源制御部 2 1 は第 4 光量制御を行わない。

【 0 0 5 7 】

[第 3 実施形態]

第 1 実施形態では、第 2 特定発光制御として、 $B 1 c x / G c x > 1 / 3$ とする第 2 光量制御又は $B 1 c y / B 2 c y > 4 / 5$ とする第 3 光量制御を行って、第 1 画素値差が第 2 画素値差よりも大きい B 画像信号を出力し、または、第 1 画素値差が第 2 画素値差よりも小さい G 画像信号を出力しているが、これに代えて、第 3 実施形態では、B 画像信号で第 1 画素値差を第 2 画素値差よりも大きく（又は、G 画像信号で第 1 画素値差を第 2 画素値差よりも小さく）なるように、B 画像信号又は G 画像信号に基づいて各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d をフィードバック制御する第 5 光量制御を行う。

【 0 0 5 8 】

図 1 1 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 は、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 とほぼ同様であるが、プロセッサ装置 1 6 において画素値差算出部 7 4 と光量変更指示部 7 2 が加わっている。また、内視鏡システム 1 0 においては、内視鏡システム 1 0 と異なり、光源装置 1 4 に光量センサ 2 4 a ~ 2 4 d が設けられていない。

【 0 0 5 9 】

画素値差算出部 7 4 には、第 1 通常観察モードに設定されている場合に、画像処理切替部 6 0 から B 画像信号及び G 画像信号が入力される。画素値差算出部 7 4 は、B 画像信号及び G 画像信号に基づいて、粘膜 M を抽出するとともに、極表層血管 C 1 α 、表層血管 C 1 β を第 1 血管として抽出し、中層血管 C 2、及び深層血管 C 3 を第 2 血管として抽出する。B 画像信号及び G 画像信号に基づく第 1、第 2 血管の抽出方法としては、例えば、B 画像信号と G 画像信号の比である B / G が所定値よりも小さい部分は第 1 血管として抽出することができ、B / G が所定値よりも大きい部分は第 2 血管として抽出することができる（血管抽出方法に関しては、例えば、特開 2 0 1 3 - 1 5 0 7 1 3 号公報参照）。

【 0 0 6 0 】

次に、画素値差算出部 7 4 は、B 画像信号において、抽出した第 1 血管と粘膜 M の第 1 画素値差を算出するとともに、抽出した第 2 血管と粘膜 M の第 2 画素値差を算出する。同様にして、画素値差算出部 7 4 は、G 画像信号において、抽出した第 1 血管と粘膜 M の第 1 画素値差を算出するとともに、抽出した第 2 血管と粘膜 M の第 2 画素値差を算出する。そして、B 画像信号で第 1 画素値差が第 2 画素値差よりも大きい第 1 条件と、G 画像信号で第 1 画素値差が第 2 画素値差よりも小さい第 2 条件の少なくともいずれかを満たさない場合には、光量変更指示部 7 2 は、光源制御部 2 1 に対して、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d から発する光の光量の変更を指示する。

【 0 0 6 1 】

この光量変更指示部 7 2 による指示に従って、光源制御部 2 1 は、第 1 条件と第 2 条件を満たすように、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d から発する光の光量の変更する第 5 光量制御を行う。具体的には、例えば、第 1 条件を満たさず、B 画像信号で第 1 画素値差が第 2 画素値差よりも小さい場合には、第 5 光量制御として、第 1 血管と粘膜の画素値の差を大きくするために、第 1 青色光 B 1 の光量を大きくする制御を行う。なお、第 1 条件と第 2 条件の両方を満たす場合には、光源制御部 2 1 は第 5 光量制御を行わない。

【 0 0 6 2 】

なお、第 1 ~ 第 3 実施形態においては、光源制御部 2 1 で第 1 青色光 B 1 に対して第 3 特定発光制御を行って、第 1 青色光 B 1 の深達範囲にある血管の画素値を第 1 青色光 B 1

10

20

30

40

50

にお応じて増加又は減少するB画像信号を出力するようにしてもよい。図12に示すように、第1青色光B1の深達範囲にある極表層血管C1 α 及び表層血管C1 β の画素値を減少させて、極表層血管C1 α 及び表層血管C1 β と粘膜Mとの画素値差を大きくする場合には、第3特定発光制御として、第1青色光B1の光量を大きくする制御を行う。反対に、極表層血管C1 α 及び表層血管C1 β の画素値を増加させて、極表層血管C1 α 及び表層血管C1 β と粘膜Mとの画素値差を小さくする場合には、第3特定発光制御として、第1青色光B1の光量を小さくする制御を行う。なお、図12では、第1青色光の深達範囲にある血管を、極表層血管C1 α 、表層血管C1 β としているが、その他の深さの血管を含めてもよい。

【0063】

なお、第1～第3実施形態においては、図3に示すような発光スペクトルを有する4色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図13に示すように、緑色光G及び赤色光Rについては、図3と同様のスペクトルにする一方、第1青色光B1については、ピーク波長が図3の第1青色光B1よりもやや長波長側にある第1青色光B1*に代えてもよい。また、第2青色光B2については、ピーク波長が図3の第2青色光B2よりもやや短波長側にある第2青色光B2*に代えてもよい。

【0064】

[実施例及び比較例]

次に、実施例1、2及び比較例において、第1実施形態で示したように、第1～第3光量制御に従って第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rを発光した場合に得られる通常光画像と、中心波長410nmの紫色LED(Light Emitting Diode)と白色LED(Light Emitting Diode)とを同時に点灯して紫色光と白色光を同時に発光した場合に得られる通常光画像との比較を行う。

【0065】

[実施例1]

上記第1実施形態の内視鏡システム10において、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rを発光し、通常光画像の取得を行った。ここで、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rの光量は、内視鏡12の先端部12dでの光量である。なお、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rの光量の測定方法は以下のように行った。まず、内視鏡12の先端部12dに、光量測定装置を有するキャップを取り付けた状態で、第1青色光B1、第2青色光B2、緑色光G、赤色光Rを別々に発光させた。そして、各色の光の発光毎に、各色の光の光量をキャップ内の光量測定装置で測定した。測定結果は、表1のようになった。この表1では、第2青色光B2の光量B2cxを100とし、第1青色光B1の光量B1cx、緑色光Gの光量Gcx、赤色光Rの光量Rcxを、それぞれ第2青色光B2の光量B2cxで正規化している。これら4色の光の光量は第1通常観察モードで適用する光量である。

【0066】

【表1】

	光量
第1青色光B1の光量B1cx	35.65
第2青色光B2の光量B2cx	100.0
緑色光Gの光量Gcx	96.80
赤色光Rの光量Rcx	52.96

【0067】

[比較例]

上記内視鏡システム 10 において、LED 20a ~ 20d に代えて、紫色 LED (Light Emitting Diode) と白色 LED (Light Emitting Diode) を設けた。紫色 LED と白色 LED とを同時に点灯して、図 14 に示すようなスペクトルを有する紫色光と白色光を同時に発光し、通常光画像の取得を行った。また、同時発光したときの紫色光及び白色光について、実施例の第 1 青色光 B1、第 2 青色光 B2、緑色光 G、赤色光 R と同じ波長域での光量を、それぞれ V 成分 (380 ~ 425 nm)、B 成分 (426 ~ 475 nm)、G 成分 (476 ~ 590 nm)、R 成分 (591 ~ 700 nm) として測定した。測定は、実施例と同様、内視鏡 12 の先端部 12d で行った。測定方法は実施例と同様である。測定結果は、表 2 のようになった。この表 2 では、表 1 と同様、第 2 青色光 B2 の光量 B2cp を 100 とし、第 1 青色光 B1 の光量 B1cp、緑色光 G の光量 Gcp、赤色光 R の光量 Rcp を、それぞれ第 2 青色光 B2 の光量 B2cp で正規化している。

【0068】

【表 2】

	光量
第 1 青色光 B1 の光量 B1cp	32.80
第 2 青色光 B2 の光量 B2cp	100.0
緑色光 G の光量 Gcp	112.90
赤色光 R の光量 Rcp	34.79

【0069】

[光量比に関する実施例 1 と比較例の比較]

実施例 1 において、第 1 青色光 B1 と緑色光 G との光量比 $B1cx / Gcx$ 、赤色光 R と緑色光 G との光量比 Rcx / Gcx 、第 1 青色光 B1 と第 2 青色光 B2 との光量比 $B1cx / B2cx$ を求めた。また、比較例においても、第 1 青色光 B1 と緑色光 G との光量比 $B1cp / Gcp$ 、赤色光 R と緑色光 G との光量比 Rcp / Gcp 、第 1 青色光 B1 と第 2 青色光 B2 との光量比 $B1cp / B2cp$ を求めた。それら結果は表 3 のとおりである。

【0070】

【表 3】

	実施例 1	比較例
第 1 青色光 B1 と緑色光 G の光量比	0.368 ($B1cx / Gcx$)	0.290 ($B1cp / Gcp$)
赤色光 R と緑色光 G の光量比	0.547 (Rcx / Gcx)	0.308 (Rcp / Gcp)

【0071】

第 1 青色光 B1 と緑色光 G との光量比については、実施例の $B1cx / Gcx$ (0.368) は、実施例の $B1cx / Gcx$ (0.368) と比較例の $B1cp / Gcp$ (0.290) との間にある値 $1/3$ (0.333) よりも大きくなっている。一方、比較例の $B1cp / Gcp$ (0.290) は、 $1/3$ (0.333) よりも小さくなっている。また、実施例の $B1cx / Gcx$ は、比較例の $B1cp / Gcp$ よりも 20% 以上大きくなっている。

【0072】

また、赤色光 R と緑色光 G の光量比については、実施例の Rcx / Gcx (0.547) は、実施例の Rcx / Gcx (0.547) と比較例の Rcp / Gcp (0.308) との間にある値 $1/3$ (0.333) よりも大きくなっている。一方、比較例の Rcp

$/Gcp(0.308)$ は、 $1/3(0.333)$ よりも小さくなっている。

【0073】

[実施例2]

表4に示すように、第1青色光B1は光量B1cy、第2青色光B2は光量B2cy、緑色光Gは光量Gcy、赤色光Rは光量Rcyで発光を行った。それ以外は、実施例1と同様である。また、表4は、表1と同様、第2青色光B2の光量B2cyを100として、第1青色光B1の光量B1cy、緑色光Gの光量Gcy、赤色光Rの光量Rcyの光量を、それぞれ第2青色光B2の光量B2cyで正規化している。これら4色の光の光量は第2通常観察モードで適用する光量である。

【0074】

【表4】

	光量
第1青色光B1の光量B1cy	120.0
第2青色光B2の光量B2cy	100.0
緑色光Gの光量Gcy	96.80
赤色光Rの光量Rcy	52.96

10

20

【0075】

[光量比に関する実施例2と比較例の比較]

表5に示すように、実施例2における第1青色光B1と第2青色光B2の光量比 $B1cy/B2cy$ を求めるとともに、比較例における第1青色光B1と第2青色光B2の光量比 $B1cp/B2cp$ を求めた。この第1青色光B1と第2青色光B2の光量比については、実施例の $B1cx/B2cx(1.200)$ は、実施例の $B1cx/B2cx(1.200)$ と比較例の $B1cp/B2cp(0.328)$ の間にある値 $4/5(0.8)$ よりも大きくなっている。一方、比較例の $B1cp/B2cp(0.328)$ は、 $4/5(0.8)$ よりも小さくなっている。

【0076】

【表5】

	実施例2	比較例
第1青色光B1と第2青色光B2の光量比	1.200(B1cy/B2cy)	0.328(B1cp/B2cp)

30

【0077】

[通常光画像に関する実施例1、2と比較例の比較]

実施例1、2で得られる通常光画像(RGB画像信号を合成した合成画像)は、参考資料として提出した写真(参考図1)に示すように、透明感と凹凸感のある画像となっている。また、実施例1、2の通常光画像は滑らかさを備えている。これに対して、比較例で得られる通常光画像(RGB画像信号を合成した合成画像)は、参考資料として提出した写真(参考図2)に示すように、透明感及び凹凸感に関しては、実施例1、2の通常光画像よりも劣っている。一方、比較例の通常光画像は、滑らかさについては、実施例1、2の通常光画像よりも劣っている。

40

【0078】

実施例1、2の通常光画像のB画像(B画像信号に基づく画像)については、参考資料として提出した写真(参考図3)に示すように、画像情報が多く、表層血管など表層の構造の細部まで細やかに描かれている。血管走行パターンは忠実に描かれており、また血管の連続性も良好である。これに対して、比較例の通常光画像のB画像については、参考

50

資料として提出した写真（参考図４）に示すように、画像情報量は、実施例１、２の場合と比較すると少ない。血管走行パターンは実施例１、２と比較すると忠実さに欠け、また、血管の連続性も実施例１、２と比較すると良好さに欠ける。

【００７９】

実施例１、２の通常光画像のＧ画像（Ｇ画像信号に基づく画像）については、参考資料として提出した写真（参考図５）に示すように、Ｂ画像よりも全体的に明るくなっている。Ｂ画像よりも明るくなった分だけ、表層の毛細血管のコントラストは下がるが、Ｂ画像と同様に画像情報量が多く、中深層血管など中深層の構造については細部まで細やかに描かれている。血管走行パターンはＢ画像と同様に忠実に描かれており、また血管の連続性も良好である。これに対して、比較例の通常光画像のＧ画像については、参考資料として提出した写真（参考図６）に示すように、画像情報量は、実施例１、２の場合と比較すると少ない。血管走行パターンは実施例１、２と比較すると忠実さに欠け、また、血管の連続性も実施例１、２と比較すると良好さに欠ける。

10

【００８０】

実施例１、２の通常光画像のＲ画像（Ｒ画像信号に基づく画像）については、参考資料として提出した写真（参考図７）に示すように、透明感及び凹凸感に優れており、また、深層血管などの深層の構造については、拡大倍率に関わらず、明瞭に表示されていることが分かる。ここで、実施例１、２のＲ画像において透明感が優れているのは、以下の理由からである。実施例１、２では、 $R_{cx}/G_{cx} > 1/3$ とすることで、赤色光Ｒの光量が十分にあるため、Ｒ画像に対するゲイン係数を小さくすることができる。ゲイン係数を低く抑えることで、Ｒ画像におけるノイズが少なくなるため、結果として、透明感を出すことができる。

20

【００８１】

これに対して、比較例の通常光画像のＲ画像については、参考資料として提出した写真（参考図８）に示すように、透明感及び凹凸感の実施例１、２よりも劣っており、また、深層の構造の表示についても、実施例１、２と比較すると、明瞭性に欠ける。ここで、比較例のＲ画像の透明感が実施例１、２よりも劣るのは、以下の理由からである。比較例では、 $R_{cx}/G_{cx} < 1/3$ であるため、赤色光Ｒの光量が不足して、Ｒ画像に対するゲイン係数は大きくなってしまふ。このようにゲイン係数が大きくなると、Ｒ画像におけるノイズが増えるため、結果として、透明感に欠けた画像になる。

30

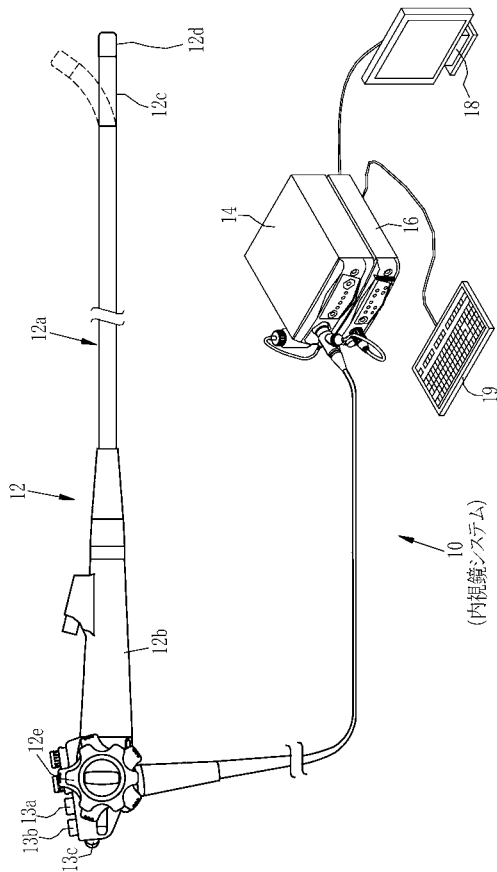
【符号の説明】

【００８２】

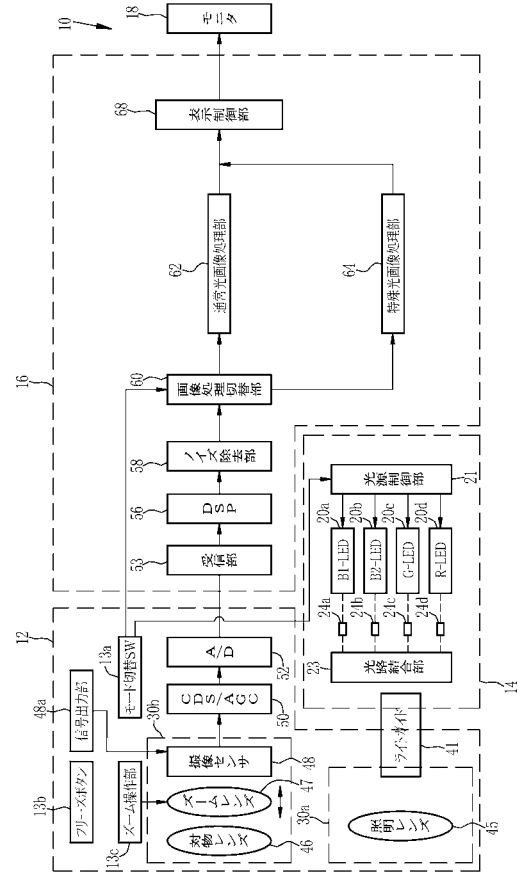
１０，１００，２００ 内視鏡システム
２０ａ Ｂ１－ＬＥＤ
２０ｂ Ｂ２－ＬＥＤ
２０ｃ Ｇ－ＬＥＤ
２０ｄ Ｒ－ＬＥＤ
２１ 光源制御部
４８ 撮像センサ
６８ 表示制御部
７０ ピーク検出部
７４ 画素値差算出部

40

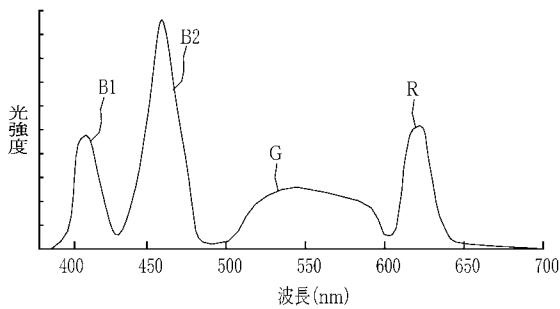
【図 1】



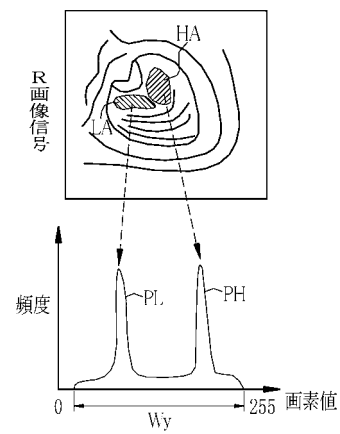
【図 2】



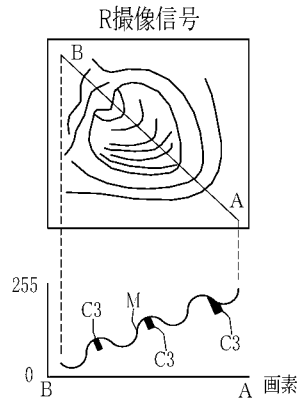
【図 3】



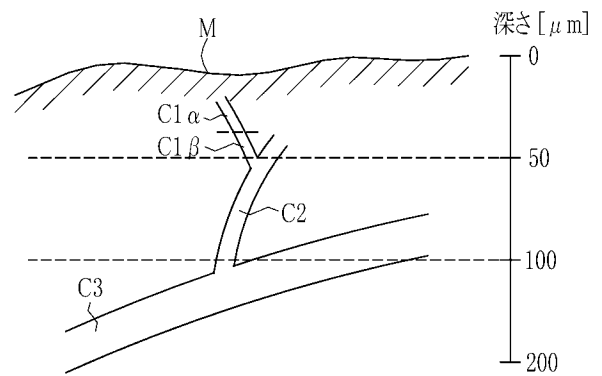
【図 4】



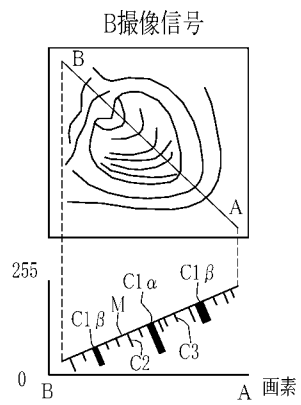
【 図 5 】



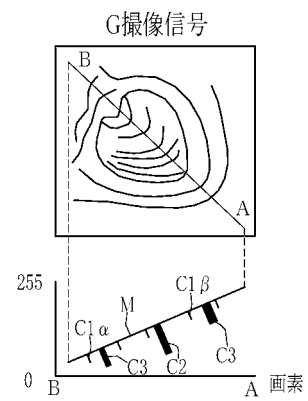
【 図 6 】



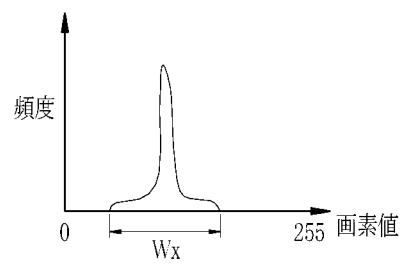
【 図 7 】



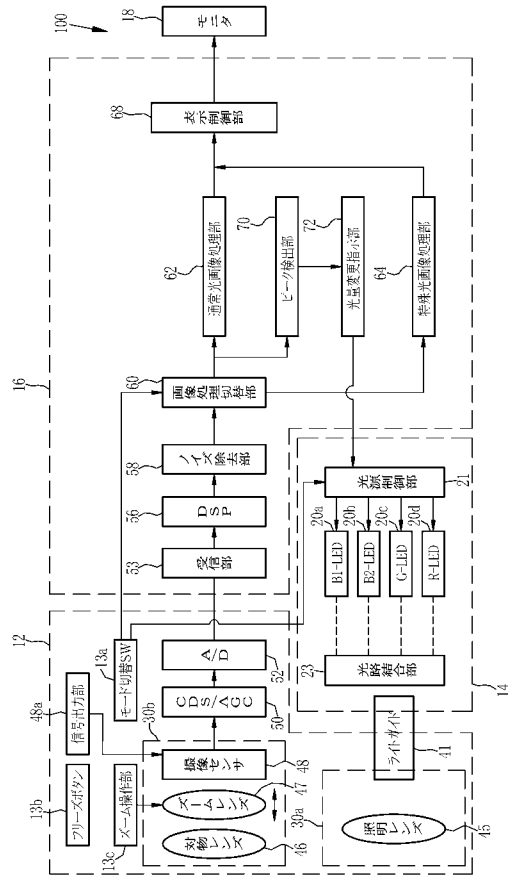
【 図 8 】



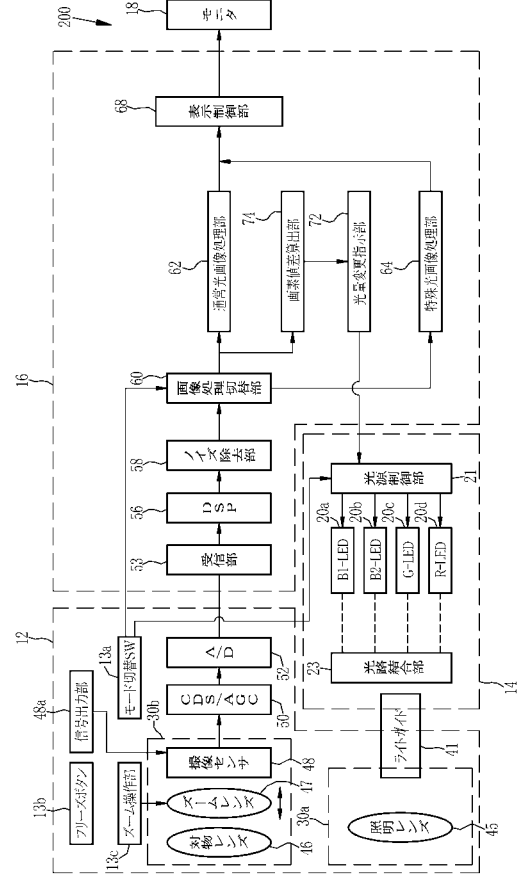
【 図 9 】



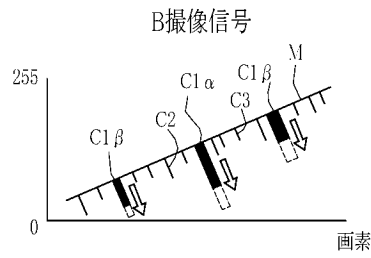
【図 10】



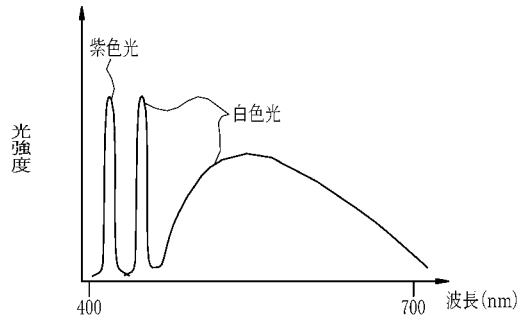
【図 11】



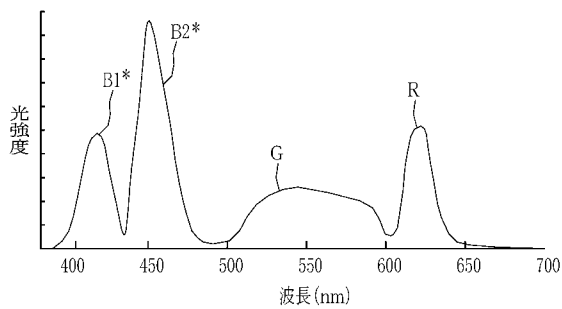
【図 12】



【図 14】



【図 13】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
H 0 4 N 7/18 (2006.01) H 0 4 N 7/18 M

F ターム (参考) 4C161 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01 HH54 LL02 NN01 NN05 QQ07
SS22
5C054 CB02 CC07 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	JP2017012637A	公开(公告)日	2017-01-19
申请号	JP2015134907	申请日	2015-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	森本美範 山口博司		
发明人	森本 美範 山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/26.B G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/SS22 5C054/CB02 5C054/CC07 5C054/HA12		
其他公开文献	JP6378140B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开的是一种普通光观察，同时执行自然的色彩再现状态，并且基本上用肉眼，内窥镜系统及其操作方法，其能够与整个体腔的深度感觉显示图像的相同的观察提供。光源单元从B1-LED 20a发射第一蓝光，从G-LED 20c发射绿光，并从R-LED 20d发射红光。光源控制单元21对绿光和红光执行第一特定发光控制。图像传感器48利用在第一特定发光控制下从光源单元发射的光照射和成像体腔中的观察目标。信号输出单元输出在蓝色信号中具有至少两个峰值的红色信号，绿色信号，以及在垂直轴上具有频率并且在水平轴上具有像素值的直方图。显示控制单元68将蓝色信号，绿色信号和红色信号分配给监视器18的B通道，G通道和R通道中的一个。

