

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5331904号
(P5331904)

(45) 発行日 平成25年10月30日(2013.10.30)

(24) 登録日 平成25年8月2日(2013.8.2)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2012-4675 (P2012-4675)
 (22) 出願日 平成24年1月13日(2012.1.13)
 (65) 公開番号 特開2012-228503 (P2012-228503A)
 (43) 公開日 平成24年11月22日(2012.11.22)
 審査請求日 平成25年1月29日(2013.1.29)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-90680 (P2011-90680)
 (32) 優先日 平成23年4月15日(2011.4.15)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 山口 博司
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 齋藤 孝明
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 飯田 孝之
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の狭帯域光を含む第1の照明光を発する第1の光源と、第2の狭帯域光を含む第2の照明光を発する第2の光源とを有し、前記第1の光源は、前記第1の狭帯域光を発する第一半導体光源を備えている照明手段と、

前記照明手段の駆動を制御する駆動制御手段であり、前記第一半導体光源を定格出力で点灯して前記第1の照明光を定格発光状態にする第1の発光モードと、前記第2の照明光の照明中に、前記第一半導体光源を定格出力よりも下げて点灯して第1の照明光を減光状態にする第2の発光モードとを順次行う駆動制御手段と、

前記第1の発光モード中に被観察部位を撮像して第一画像を出力し、前記第2の発光モード中に被観察部位を撮像して第二画像を出力するカラー撮像素子と、

減光状態の第1の照明光による信号成分を第1ノイズ成分として算出するノイズ成分算出手段と、

前記第二画像から前記第1ノイズ成分を除去するノイズ成分除去手段と、

前記第一画像及び前記第1ノイズ成分が除去された第二画像に基づいて、前記被観察部位における血管情報を画像化した血管情報画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記第2の光源は、前記第2の狭帯域光を発する第二半導体光源を有し、

前記駆動制御手段は、前記第1の発光モード時において、前記定格発光状態の第1の照

10

20

明光の照明中に、前記第二半導体光源を定格出力よりも下げて点灯して前記第2の照明光を減光状態にするとともに、前記第2の発光モード時において、前記減光状態の第1の照明光の照明中に、前記第二半導体光源を定格出力で点灯して前記第2の照明光を定格発光状態にし、

前記ノイズ成分算出手段は、減光状態の第2の照明光による信号成分を第2ノイズ成分として算出し、

前記ノイズ成分除去手段は、前記第一画像から前記第2ノイズ成分を除去し、

前記表示手段は、前記第2ノイズ成分が除去された第一画像及び前記第1ノイズ成分が除去された第二画像に基づいて、前記血管情報画像を表示することを特徴とする請求項1記載の内視鏡システム。

10

【請求項3】

前記第1の光源は、前記第1の狭帯域光である励起光を吸収して緑～赤の波長帯域の蛍光を発する蛍光体を有する波長変換部材を有することを特徴とする請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記第1の狭帯域光である励起光は青色の狭い波長帯域、前記第2の狭帯域光は青色～緑色の狭い波長帯域、蛍光は緑色～黄色のブロードな波長帯域であることを特徴とする請求項3記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記カラー撮像素子は、RGB各色の画素値を出力し、

20

前記ノイズ成分除去手段は、第二画像のB画素値から、前記第1ノイズ成分を除去するとともに、第一画像のG画素値から、前記第2ノイズ成分を除去し、

前記表示手段は、前記第一画像のR画素値、前記第2ノイズ成分が除去された第一画像のG画素値、及び前記第1ノイズ成分が除去された第二画像のB画素値に基づいて、前記血管情報画像を表示することを特徴とする請求項2ないし4いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項6】

照明光の少なくとも一つは、その波長帯域がカラー撮像素子のRGB各画素のうちの一つの画素の感度領域と重なっていることを特徴とする請求項5記載の内視鏡システム。

【請求項7】

30

前記カラー撮像素子は、CMY各色の画素値を出力し、

前記ノイズ成分除去手段は、第二画像のC画素値から、前記第1ノイズ成分を除去するとともに、第一画像のM、Y画素値から、前記第2ノイズ成分を除去し、

前記表示手段は、前記第2ノイズ成分が除去された第一画像のM、Y画素値、および前記第1ノイズ成分が除去された第二画像のC画素値に基づいて、前記血管情報画像を表示することを特徴とする請求項2ないし4いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記血管情報は酸素飽和度であることを特徴とする請求項1ないし7のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項9】

40

前記血管情報画像には血管走行の可視像が含まれることを特徴とする請求項1ないし8のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項10】

被観察部位にブロードな波長帯域の白色光を連続的に照射して肉眼で観察したときと略同等の画像を前記表示手段に表示する通常観察モードと、

前記血管情報画像を前記表示手段に表示する狭帯域光観察モードとを備え、各モードを切替可能に構成することを特徴とする請求項1ないし9のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項11】

第1の狭帯域光を発する第一半導体光源を有し、前記第1の狭帯域光を含む第1の照明

50

光を発する第 1 の光源と、第 2 の狭帯域光を含む第 2 の照明光を発する第 2 の光源とを備える内視鏡システムの作動方法において、

駆動制御手段が、前記第一半導体光源を定格出力で点灯して前記第 1 の照明光を定格発光状態にする第 1 の発光モードと、前記第 2 の照明光の発光中に、前記第一半導体光源を定格出力よりも下げて点灯して第 1 の照明光を減光状態にする第 2 の発光モードとを順次行うステップと、

カラー撮像素子が、前記第 1 の発光モード中に被観察部位を撮像して第一画像を出力し、前記第 2 発光モード中に被観察部位を撮像して第二画像を出力するステップと、

ノイズ成分算出手段が、減光状態の第 1 の照明光による信号成分を第 1 ノイズ成分として算出するステップと、

ノイズ成分除去手段が、前記第二画像から前記第 1 ノイズ成分を除去するステップと、表示手段が、前記第一画像及び前記第 1 ノイズ成分が除去された第二画像に基づいて、前記被観察部位における血管情報を画像化した血管情報画像を表示する表示ステップとを備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、少なくとも一つの半導体光源を含む複数の光源を切り替えて被観察部位に複数種の照明光を照射して観察を行う内視鏡システムおよびその駆動方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

医療分野において内視鏡を利用した検査が盛んに行われている。周知の如く、内視鏡は被検体内に挿入する挿入部の先端から被検体の被観察部位に照明光を照射し、被観察部位の像を取り込む。

【0003】

従来、照明光の光源にはキセノンランプやメタルハライドランプ等の白色光源が用いられていたが、病変の発見を容易にするために狭い波長帯域の光（狭帯域光）を被観察部位に照射し、その反射光を画像化して観察する手法が脚光を浴びている（特許文献 1 参照）。

30

【0004】

狭帯域光を照射して得られた撮像信号に基づき、血管中のヘモグロビンの酸素飽和度といった血管情報を取得する方法も鋭意研究されている（特許文献 2 参照）。特許文献 2 では、300～400nm、400nm 付近、400～500nm、500～600nm、450～850nm 等の各波長帯域で複数の波長セットの狭帯域光を照射している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 3583731 号

【特許文献 2】特開平 06 - 315477 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

狭帯域光の光源として半導体レーザダイオード等の半導体光源が知られている。半導体光源は点消灯を繰り返すと主として温度要因により点灯時に出力がオーバーシュートして照明光の光量が不安定になるという問題がある。照明光の光量が安定化しないと照射ムラが生じて観察画像の画質が劣化する。特許文献 1、2 にはこの問題に対する解決策は開示されていない。

【0007】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、半導体光源のオーバ

50

ーシュートに起因する画質劣化を防ぐことにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、第1の狭帯域光を含む第1の照明光を発する第1の光源と、第2の狭帯域光を含む第2の照明光を発する第2の光源とを有し、第1の光源は、第1の狭帯域光を発する第一半導体光源を備えている照明手段と、照明手段の駆動を制御する駆動制御手段であり、第一半導体光源を定格出力で点灯して第1の照明光を定格発光状態にする第1の発光モードと、第2の照明光の照明中に、第一半導体光源を定格出力よりも下げて点灯して第1の照明光を減光状態にする第2の発光モードとを順次行う駆動制御手段と、第1の発光モード中に被観察部位を撮像して第一画像を出力し、第2の発光モード中に被観察部位を撮像して第二画像を出力するカラー撮像素子と、減光状態の第1の照明光による信号成分を第1ノイズ成分として算出するノイズ成分算出手段と、第二画像から前記第1ノイズ成分を除去するノイズ成分除去手段と、第一画像及び第1ノイズ成分が除去された第二画像に基づいて、被観察部位における血管情報を画像化した血管情報画像を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

10

【0009】

第2の光源は、第2の狭帯域光を発する第二半導体光源を有し、駆動制御手段は、第1の発光モード時において、定格発光状態の第1の照明光の照明中に、第二半導体光源を定格出力よりも下げて点灯して第2の照明光を減光状態にするとともに、第2の発光モード時において、減光状態の第1の照明光の照明中に、第二半導体光源を定格出力で点灯して第2の照明光を定格発光状態にし、ノイズ成分算出手段は、減光状態の第2の照明光による信号成分を第2ノイズ成分として算出し、ノイズ成分除去手段は、第一画像から第2ノイズ成分を除去し、表示手段は、第2ノイズ成分が除去された第一画像及び第1ノイズ成分が除去された第二画像に基づいて、血管情報画像を表示することが好ましい。第1の光源は、第1の狭帯域光である励起光を吸収して緑～赤の波長帯域の蛍光を発する蛍光体を有する波長変換部材を有することが好ましい。第1の狭帯域光である励起光は青色の狭い波長帯域、第2の狭帯域光は青色～緑色の狭い波長帯域、蛍光は緑色～黄色のブロードな波長帯域であることが好ましい。

20

30

【0010】

カラー撮像素子は、RGB各色の画素値を出力し、ノイズ成分除去手段は、第二画像のB画素値から、第1ノイズ成分を除去するとともに、第一画像のG画素値から、前記第2ノイズ成分を除去し、表示手段は、第一画像のR画素値、第2ノイズ成分が除去された第一画像のG画素値、及び第1ノイズ成分が除去された第二画像のB画素値に基づいて、血管情報画像を表示することが好ましい。

【0011】

照明光の少なくとも一つは、その波長帯域がカラー撮像素子のRGB各画素のうちの二つの画素の感度領域と重なっていることが好ましい。

40

【0012】

カラー撮像素子は、CMY各色の画素値を出力し、ノイズ成分除去手段は、第二画像のC画素値から、第1ノイズ成分を除去するとともに、第一画像のM、Y画素値から、第2ノイズ成分を除去し、表示手段は、第2ノイズ成分が除去された第一画像のM、Y画素値、および第1ノイズ成分が除去された第二画像のC画素値に基づいて、血管情報画像を表示することが好ましい。

【0013】

血管情報は酸素飽和度であることが好ましい。血管情報画像には血管走行の可視像が含

50

まれることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

被観察部位にブロードな波長帯域の白色光を連続的に照射して肉眼で観察したときと略同等の画像を表示手段に表示する通常観察モードと、血管情報画像を表示手段に表示する狭帯域光観察モードとを備え、各モードを切替可能に構成することが好ましい。

【 0 0 1 5 】

本発明は、第 1 の狭帯域光を発する第一半導体光源を有し、第 1 の狭帯域光を含む第 1 の照明光を発する第 1 の光源と、第 2 の狭帯域光を含む第 2 の照明光を発する第 2 の光源とを備える内視鏡システムの作動方法において、駆動制御手段が、第一半導体光源を定格出力で点灯して前記第 1 の照明光を定格発光状態にする第 1 の発光モードと、第 2 の照明光の発光中に、第一半導体光源を定格出力よりも下げて点灯して第 1 の照明光を減光状態にする第 2 の発光モードとを順次行うステップと、カラー撮像素子が、第 1 の発光モード中に被観察部位を撮像して第一画像を出力し、第 2 発光モード中に被観察部位を撮像して第二画像を出力するステップと、ノイズ成分算出手段が、減光状態の第 1 の照明光による信号成分を第 1 ノイズ成分として算出するステップと、ノイズ成分除去手段が、第二画像から第 1 ノイズ成分を除去するステップと、表示手段が、第一画像及び第 1 ノイズ成分が除去された第二画像に基づいて、被観察部位における血管情報を画像化した血管情報画像を表示する表示ステップとを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、出力の大きさを変えつつ半導体光源を常時点灯させ、その常時点灯によって生じるノイズ成分を除去した複数色の画素値を元に、血管情報画像を表示するので、半導体光源のオーバーシュートに起因する画質劣化を防ぐことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】電子内視鏡システムの構成を示す外觀図である。

【図 2】電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 3】ベイヤー配列のカラーフィルタを示す図である。

【図 4】C C D の R G B 各画素の分光感度特性を示すグラフである。

【図 5】励起光、狭帯域光、および蛍光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図 6 A】C C D および第一、第二半導体光源の動作を示すタイミングチャートである。

【図 6 B】第 1 発光パターン（第一半導体光源の出力を 1 0 0 %、第二半導体光源の出力を 1 0 %とした場合の励起光、狭帯域光、および蛍光の発光スペクトル）と、第 2 発光パターン（第一半導体光源の出力を 1 0 %、第二半導体光源の出力を 1 0 0 %とした場合の励起光、狭帯域光、および蛍光の発光スペクトル）を表すグラフである。

【図 7】画像処理部の構成を示す図である。

【図 8】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光特性を示すグラフである。

【図 9】算出参照情報の例を示すグラフである。

【図 1 0】酸素飽和度算出モードの処理手順を示すフローチャートである。

【図 1 1】補色系 C C D に設けられたカラーフィルタを示す図である。

【図 1 2】C M Y のカラーフィルタの分光透過率を表すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

図 1 において、電子内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 1 0、プロセッサ装置 1 1、および光源装置 1 2 からなる。電子内視鏡 1 0 は、周知の如く、被検体（患者）内に挿入される可撓性の挿入部 1 3 と、挿入部 1 3 の基端部分に連設された操作部 1 4 と、プロセッサ装置 1 1 および光源装置 1 2 に接続されるコネクタ 1 5 と、操作部 1 4、コネクタ 1 5 間

を繋ぐユニバーサルコード 16 とを有する。

【0019】

操作部 14 には、挿入部 13 の先端 17 を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、送気・送水ノズルからエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、観察画像を静止画記録するためのリリースボタンといった操作部材が設けられている。

【0020】

また、操作部 14 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部 13 内の鉗子チャンネルを通して、先端 17 に設けられた鉗子出口に連通している。

【0021】

プロセッサ装置 11 は、光源装置 12 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 2 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 11 は、ユニバーサルコード 16 や挿入部 13 内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡 10 に給電を行い、先端 17 に搭載された CCD 33 (図 2 参照) の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 11 は、伝送ケーブルを介して CCD 33 から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 11 で生成された画像データは、プロセッサ装置 11 にケーブル接続されたモニタ 18 に観察画像として表示される。

【0022】

電子内視鏡システム 2 には、被検体の被観察部位に白色光を照射して観察する通常観察モードと、被観察部位に白色光および狭帯域光を照射して、生体組織の血管中のヘモグロピンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出モード(狭帯域光観察モード)とが用意されている。各モードの切替は操作部 14 のモード切替スイッチ 19 を操作することにより行われる。電子内視鏡システム 2 の電源投入直後は通常観察モードが自動的に選択される。

【0023】

図 2 において、先端 17 には、観察窓 30、照明窓 31 等が設けられている。観察窓 30 の奥には、レンズ群およびプリズムからなる対物光学系 32 を介して、被検体内撮影用の CCD 33 が配されている。照明窓 31 は、ユニバーサルコード 16 や挿入部 13 に配設されたライトガイド 34、および照明レンズ 35 で導光される光源装置 12 からの照明光を被観察部位に照射する。

【0024】

CCD 33 は、観察窓 30、対物光学系 32 を経由した被検体内の被観察部位の像が撮像面に入射するように配置されている。撮像面には複数の色セグメントからなるカラーフィルタ、例えば、図 3 に示すベイヤー配列(R - 赤、G - 緑、B - 青)の原色カラーフィルタ 36 が形成されている。原色カラーフィルタ 36 の分光透過率、および画素自体の分光感度によって、CCD 33 の RGB 各画素の分光透過率は、図 4 に示すようになる。したがって、R 画素は 650 nm 近傍、G 画素は 550 nm 近傍、B 画素は 450 nm 近傍の波長の光にそれぞれ感度を有する。RGB 各画素の感度は幾つかの波長帯域でオーバーラップしており、例えば B 画素と G 画素はともに、450 nm ~ 530 nm の波長帯域に感度を有する。

【0025】

図 2 に戻って、アナログ信号処理回路(以下、AFE と略す) 37 は、相関二重サンプリング回路(以下、CDS と略す)、自動ゲイン制御回路(以下、AGC と略す)、およびアナログ/デジタル変換器(以下、A/D と略す)から構成されている。CDS は、CCD 33 から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD 33 で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGC は、CDS によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置 11 から指定されるゲイン(増幅率)で増幅する。A/D は、AGC により増幅された撮像信号を所定のビット数のデジタル信号に変換する。A/D でデジタル化された撮像信号は、伝送ケーブルを介してプロセッサ装置 11 の画像処理回路 49 に入力される。

【0026】

ＣＣＤ駆動回路３８は、ＣＣＤ３３の駆動パルス（垂直／水平走査パルス、電子シャッタパルス、読み出しパルス、リセットパルス等）とＡＦＥ３７用の同期パルスとを発生する。ＣＣＤ３３は、ＣＣＤ駆動回路３８からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。ＡＦＥ３７の各部は、ＣＣＤ駆動回路３８からの同期パルスに基づいて動作する。

【００２７】

ＣＰＵ３９は、電子内視鏡１０とプロセッサ装置１１とが接続された後、プロセッサ装置１１のＣＰＵ４５からの動作開始指示に基づいて、ＣＣＤ駆動回路３８を駆動させるとともに、ＣＣＤ駆動回路３８を介してＡＦＥ３７のＡＧＣのゲインを調整する。

【００２８】

ＣＰＵ４５は、プロセッサ装置１１全体の動作を統括的に制御する。ＣＰＵ４５は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ＲＯＭ４６には、プロセッサ装置１１の動作を制御するための各種プログラム（ＯＳ、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。ＣＰＵ４５は、ＲＯＭ４６から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリであるＲＡＭ４７に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、ＣＰＵ４５は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、プロセッサ装置１１の操作パネルやＬＡＮ(Local Area Network)等のネットワークより得て、ＲＡＭ４７に記憶する。

【００２９】

操作部４８は、プロセッサ装置１１の筐体に設けられる操作パネル、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。ＣＰＵ４５は、操作部４８、および電子内視鏡１０の操作部１４にあるリリースボタンやモード切替スイッチ１９等からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【００３０】

画像処理回路４９は、電子内視鏡１０から入力された撮像信号に対して、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、画像強調、画像用ノイズリダクション、色変換等の各種画像処理を施す他、後述する酸素飽和度の算出を行う。

【００３１】

表示制御回路５０は、ＣＰＵ４５からＲＯＭ４６およびＲＡＭ４７のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、観察画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者、現在選択されている観察モード等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース（ＧＵＩ；Graphical User Interface）等がある。表示制御回路５０は、画像処理回路４９からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、ＧＵＩの重畳処理、モニタ１８の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

【００３２】

表示制御回路５０は、画像処理回路４９からの画像を一時的に格納するフレームメモリを有する。表示制御回路５０は、フレームメモリから画像を読み出し、読み出した画像をモニタ１８の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換する。これにより、モニタ１８に観察画像が表示される。

【００３３】

プロセッサ装置１１には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式（例えばＪＰＥＧ形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、圧縮された画像をＣＦカード、光磁気ディスク（ＭＯ）、ＣＤ－Ｒ等のリムーバブルメディアに記録するメディアＩ／Ｆ、ＬＡＮ等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークＩ／Ｆ等が設けられている。これらはデータバス等を介してＣＰＵ４５と接続されている。

【００３４】

光源装置１２は、第一半導体レーザ光源５５および第二半導体レーザ光源５６を有する。各光源５５、５６は、ブロードエリア型のＩｎＧａＮ系、ＩｎＧａＮＡｓ系、あるいはＧａＮＡｓ系の半導体レーザダイオードである。図５に示すように、第一半導体レーザ光

10

20

30

40

50

源 5 5 は、ライトガイド 3 4 の出射端に配された波長変換部材 6 4 を励起発光させるための励起光、例えば中心波長 4 4 5 n m の青色の励起光 L 1 を発する。一方第二半導体レーザ光源 5 6 は、血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出するための狭帯域光、例えば中心波長 4 7 3 n m の青色～緑色の狭帯域光 L 2 を発する。

【 0 0 3 5 】

各光源 5 5、5 6 は、光源ドライバ 5 7、5 8 によってそれぞれ駆動される。集光レンズ 5 9、6 0 は、各光源 5 5、5 6 から発せられた各光を集光して、各光源 5 5、5 6 の出射端側に配された二本のライトガイド 3 4 a、3 4 b に導光する。ライトガイド 3 4 a、3 4 b はカプラー 6 1 を介して一本のライトガイド 3 4 に連結されている。集光レンズ 5 9、6 0 とライトガイド 3 4 a、3 4 b の間には、ライトガイド 3 4 a、3 4 b の入射端に入射させる光の光量を調節するための可動絞り 6 2、6 3 が設けられている。なお、カプラー 6 1 を設けるのではなく、各光源 5 5、5 6 用に二本のライトガイドを設けてもよい。

10

【 0 0 3 6 】

波長変換部材 6 4 は、第一半導体レーザ光源 5 5 からの青色の励起光 L 1 及び第二レーザ光源 5 6 からの狭帯域光 L 2 の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体が分散配置、または表面に塗布されたガラスである。この波長変換部材 4 9 で励起発光する緑色～黄色の蛍光（図 5 に L 3 で示す）と蛍光体の励起発光に寄与しない青色の励起光 L 1 とが合波されて白色光が生成され、照明窓 3 1 を通して被観察部位に照射される。なお、蛍光体としては、例えば Y A G 系蛍光物質、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₇) 等の蛍光物質が用いられ、商品名としてマイクロホワイト（登録商標）（Micro White (M W) ）とも呼ばれている。

20

【 0 0 3 7 】

図 4 の分光感度特性より、中心波長 4 4 5 n m の励起光 L 1 の反射光には B 画素のみが感応する。中心波長 4 7 3 n m の狭帯域光 L 2 の反射光には、B 画素および G 画素が感応する。蛍光 L 3 は概ね 4 5 0 n m ～ 7 0 0 n m のブロードな光であるため、R G B 全ての画素が感応する。

【 0 0 3 8 】

光源装置 1 2 の C P U 6 6 は、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 5 と通信し、光源ドライバ 5 7、5 8 を介して各光源 5 5、5 6 の各レーザ光の点消灯制御および可動絞り 6 2、6 3 による光量制御を各光源 5 5、5 6 および各可動絞り 6 2、6 3 別に行う。

30

【 0 0 3 9 】

通常観察モードが選択された場合、C P U 4 5 は、C P U 6 6 を介して光源ドライバ 5 7 の駆動を制御して、第一半導体レーザ光源 5 5 のみを点灯させる。被観察部位に照射される照明光は第一半導体レーザ光源 5 5 からの中心波長 4 4 5 n m の励起光 L 1 と波長変換部材 6 4 からの蛍光 L 3 が混合された白色光のみとなる。

【 0 0 4 0 】

酸素飽和度算出モードが選択された場合は、C P U 4 5 は、C P U 6 6 を介して光源ドライバ 5 7、5 8 の駆動を制御して、図 6 A に示すように、各光源 5 5、5 6 のうちの一方を 1 0 0 % の定格出力（光量）で点灯させているときは他方を定格出力の例えば 1 0 % で点灯させる。そしてこの点灯動作を C C D 3 3 の蓄積・読出期間単位で繰り返す。即ち、酸素飽和度算出モードにおいては、各光源 5 5、5 6 のいずれも消灯させることがないため、消灯から点灯に切り替えたときのオーバーシュートの発生を抑えることができる。なお、C C D 3 3 の蓄積期間だけ各光源 5 5、5 6 の 1 0 0 % の出力とし、続く読出期間から次の蓄積期間までは 1 0 % の出力としてもよい。

40

【 0 0 4 1 】

以上のような点灯動作を行うことにより、図 6 B に示すように、互いに発光強度が異なる第 1 発光パターンと第 2 発光パターンとが、交互に繰り返される。第 1 発光パターンでは、出力 1 0 0 % の励起光 L 1 及び出力 1 0 % の狭帯域光 L 2 と、これら光 L 1、L 2 によって波長変換部材 6 4 で励起発光する蛍光 L 3 とが混色した白色光が被検体内に照射さ

50

れる。第2発光パターンでは、出力10%の励起光L1及び出力100%の狭帯域光L2と、これら光L1、L2によって波長変換部材64で励起発光する蛍光L3とが混色した白色光が被検体内に照射される。ここで、波長変換部材64での光吸収率は、狭帯域光L2よりも、励起光L1の方が大きい。そのため、第2発光パターンにおける蛍光L3の発光強度は、第1発光パターンにおける蛍光L3の発光強度と比較して、10%程度低下する。即ち、L3(第2発光パターン) = 9/10 × L3(第1発光パターン)である。

【0042】

図7において、画像処理回路49には、酸素飽和度算出部70が設けられている。酸素飽和度算出部70の前段には血管領域特定部71が接続されている。血管領域特定部71はAFE37から入力される画像を解析し、例えば血管部分とそれ以外の部分の輝度値の差を参照することで血管が映し出された領域を特定する。血管領域特定部71は、特定した血管領域の情報を画像とともに酸素飽和度算出部70に出力する。酸素飽和度算出部70は、酸素飽和度算出モードで被観察部位に白色光および狭帯域光を交互に照射してその反射光を撮像した連続する二組の画像P1、P2(図6A参照)に基づき、血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。

【0043】

図8に示すように、血管中のヘモグロビンは、照明光の波長によって吸光係数 μ_a が変化する。吸光係数 μ_a は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさ(吸光度)を表し、ヘモグロビンに照射された光の減衰状況を表す $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ の式の係数である。ここで、 I_0 は照明光の強度であり、 x (cm)は被観察部位表面から血管までの深さである。

【0044】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビンHbと酸素と結合した酸化ヘモグロビンHbOは異なる吸光特性をもち、同じ吸光係数 μ_a を示す等吸収点(各ヘモグロビンの吸光係数 μ_a の交点)を除いて、吸光係数 μ_a に差が生じる。

【0045】

吸光係数 μ_a に差があると、同じ血管に対して同じ強度且つ同じ波長の光を照射しても反射光の強度が変化する。また、同じ強度で波長が異なる光を照射しても、波長によって吸光係数 μ_a が変わるため同様に強度が変化する。従って、複数の波長帯域の狭帯域光を照射して得た複数の画像を解析すれば、血管中の酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの割合、すなわち酸素飽和度の情報を得ることができる。

【0046】

酸素飽和度算出部70は、酸素飽和度算出モードで被観察部位に白色光および狭帯域光を照射して得た連続する二組の画像P1、P2をそれぞれ一時的に記憶するフレームメモリ(図示せず)を有する。酸素飽和度算出部70は、フレームメモリから各画像P1、P2を読み出し、各画像P1、P2の血管領域特定部71で特定した血管領域の画素値を用いた種々の演算、例えば各画像P1、P2間の画素値の比や差分をとることにより画像パラメータを算出する。

【0047】

一例として、第1発光パターンに基づく光照射で得られた第一画像P1と、第2発光パターンに基づく光照射で得られた第二画像P2とを用いて酸素飽和度を算出する場合を考える(図6B参照)。

【0048】

図4のCCD33のRGB各画素の分光透過率、および図6Bの各照明光L1~L3の分光強度特性より、第一画像P1のRGB画素値 r_1 、 g_1 、 b_1 は各照明光L1~L3の反射光を撮像した結果であるため、

$$r_1 = L_3 \cdots (1)$$

$$g_1 = 1/10(L_2) + L_3 \cdots (2)$$

$$b_1 = L_1 + 1/10(L_2) + L_3 \cdots (3)$$

と表すことができる。中心波長473nmの狭帯域光L2は光量が定格の10%であるた

10

20

30

40

50

め $1/10$ が乗算されている。同様に第二画像 P 2 の R G B 画素値 r_2 、 g_2 、 b_2 は、

$$r_2 = 9/10 (L_3) \cdots (4)$$

$$g_2 = L_2 + 9/10 (L_3) \cdots (5)$$

$$b_2 = 1/10 (L_1) + L_2 + 9/10 (L_3) \cdots (6)$$
と表せる。

【0049】

酸素飽和度算出部 70 は、血管領域特定部 71 で特定した血管領域の同じ位置にある第二画像 P 2 の B 画素値 b_2 と第一画像 P 1 の G 画素値 g_1 の比 b_2/g_1 、および第一画像 P 1 の R 画素値 r_1 と G 画素値 g_1 の比 r_1/g_1 を画像パラメータとして算出する。

【0050】

ここで、画像パラメータの算出にあたって注意すべき点は、本来は各光源 55、56 を CCD 33 の蓄積・読出期間単位で交互に点消灯させて得た二組の画像を用いて血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出するのであるが、本例では各光源 55、56 の点消灯時の出力のオーバーシュートを抑制するため、各光源 55、56 を消灯させずに第一、第二画像 P 1、P 2 を得ている。このため、各画像 P 1、P 2 の R G B 各画素の画素値の成分のうち、本来消灯すべき 10% 光量の光の成分は酸素飽和度を算出する際にノイズとなる。そこで、酸素飽和度算出部 70 は、以下に説明するように同じ位置にある画素の画素値間で相関演算を行ってノイズ成分を取り除いたうえで画像パラメータを算出する。

【0051】

第二画像 P 2 の B 画素値 b_2 については、上述したように、 $1/10 (L_1)$ がノイズ成分になる他、酸素飽和度の算出という観点からは、蛍光成分の $9/10 (L_3)$ もノイズ成分となり得る。したがって、まず $1/10 (L_1)$ の成分を取り除くため、第一画像 P 1 の B 画素値 b_1 と G 画素値 g_1 の差分をとって $1/10$ する。(2)、(3) 式より、

$$1/10 (b_1 - g_1) = 1/10 [L_1 + 1/10 (L_2) + L_3 - \{1/10 (L_2) + L_3\}] = 1/10 (L_1) \cdots (7)$$

また、 $9/10 (L_3)$ の成分を取り除くため、第二画像 P 2 の R 画素値 r_2 を使用する。相関演算後の最終的な第二画像 P 2 の B 画素値 b_2' は、(4)、(6)、(7) 式より、

$$b_2' = b_2 - 1/10 (b_1 - g_1) - r_2 = 1/10 (L_1) + L_2 + 9/10 (L_3) - 1/10 (L_1) - 9/10 (L_3) = L_2 \cdots (8)$$

となり、中心波長 473 nm の狭帯域光 L_2 の成分を抽出することができる。

【0052】

第一画像 P 1 の G 画素値 g_1 には $1/10 (L_2)$ のノイズ成分が含まれる。これを取り除くため、第二画像 P 2 の G 画素値 g_2 と R 画素値 r_2 の差分をとって $1/10$ する。(4)、(5) 式より、

$$1/10 (g_2 - r_2) = 1/10 \{L_2 + 9/10 (L_3) - 9/10 (L_3)\} = 1/10 (L_2) \cdots (9)$$

相関演算後の最終的な第一画像 P 1 の G 画素値 g_1' は、(2)、(9) 式より、

$$g_1' = g_1 - 1/10 (g_2 - r_2) = 1/10 (L_2) + L_3 - 1/10 (L_2) = L_3 \cdots (10)$$

となり、蛍光 L_3 の成分を抽出することができる。第一画像 P 1 の R 画素値 r_1 にはノイズ成分は含まれていないため、相関演算は行わない。酸素飽和度算出部 70 は、相関演算後の各画素値 b_2' 、 g_1' および r_1 を用いて画像パラメータの算出 (b_2'/g_1' および r_1/g_1' の算出) を行う。

【0053】

なお、(7) ~ (10) 式のように R G B 各画素値の差分をとる場合は、図 4 の CCD 33 の R G B 各画素の分光透過率、および図 5 の各照明光 $L_1 \sim L_3$ の分光強度特性に基づいて予め決められた相関係数を R G B 各画素値に乗算する。相関係数は、R G B 各画素値の差分をとったときにノイズ成分が除去されるような値に設定されている。例えば G 画

10

20

30

40

50

素とR画素の蛍光L3に対する分光感度比が $G/R = 1.25$ であった場合、(9)式のR画素値 r_2 を1.25倍する。

【0054】

算出参照情報72は、図9に示すような画像パラメータと酸素飽和度の関係を関数あるいはデータテーブルの形式でもつ。画像パラメータと酸素飽和度の関係は実験等で予め求められる。この図9に示すように、信号比 r_1/g_1' が大きくなるのに従って、信号比 b_2'/g_1' の信号値も大きくなるの(酸素飽和度=0%限界の等高線が斜め上方にスライドする)は、以下の理由からである。上記したように、信号比 r_1/g_1' は血液量と相関関係があるため、信号比 r_1/g_1' が大きくなるほど血液量も大きくなる。信号 b_2' 、 g_1' 、 r_1 の中で、血液量の増加によって信号値の低下が一番大きくなるのは、緑色信号 g_1' であり、その次が青色信号 b_2' である。

10

【0055】

これは、緑色信号 g_1' に含まれる波長成分の540~580nmの吸光係数が、青色信号 b_2' に含まれる波長成分の470nm付近の吸光係数よりも高いためである(図8参照)。したがって、信号比 b_2'/g_1' においては、血液量が大きくなるほど、分子の b_2' の信号値の低下よりも分母の g_1' の信号値の低下の方が大きくなる。即ち、信号比 b_2'/g_1' は、血液量が大きくなるにつれて、大きくなる。

【0056】

酸素飽和度算出部70は、算出した画像パラメータを関数に代入して演算したりデータテーブルを検索したりして、当該画像パラメータに対応する酸素飽和度を算出参照情報72から求める。そして、酸素飽和度の算出結果を酸素飽和度画像生成部73に出力する。

20

【0057】

酸素飽和度画像生成部73は、酸素飽和度算出部70の算出結果を擬似カラー表示するためのカラーマップに基づき、算出結果を反映させた酸素飽和度画像を生成する。この酸素飽和度画像は、酸素飽和度算出部70が算出参照情報72から求めた酸素飽和度を画像かしたものである。カラーマップは、例えば酸素飽和度が比較的低い場合はシアン、中程度はマゼンタ、高い場合はイエローを割り当てるよう構成されている。

【0058】

次に、上記のように構成された電子内視鏡システム2の作用について説明する。電子内視鏡10で被検体内を観察する際、術者は、操作部48を操作して、被検体に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。検査開始を指示した後、術者は、電子内視鏡10の挿入部13を被検体内に挿入し、光源装置12からの照明光で被検体内を照明しながら、CCD33による被検体内の観察画像をモニタ18で観察する。

30

【0059】

CCD33から出力された撮像信号は、AFE37の各部で各種処理を施された後、画像処理回路49に入力される。画像処理回路49では、入力された撮像信号に対して各種画像処理が施され、画像が生成される。画像処理回路49で処理された画像は、表示制御回路50に入力される。表示制御回路50では、グラフィックデータに応じて各種表示制御処理が実行される。これにより、観察画像がモニタ18に表示される。

【0060】

40

電子内視鏡システム2で検査を行うときには、観察対象に応じて観察モードが切り替えられる。電子内視鏡10の挿入部13を被検体内に挿入する際には通常観察モードを選択して、白色光を照射して得られた画像を観察して広い視野を確保しつつ挿入作業を行う。詳細な観察が必要な病変が発見され、その病変の酸素飽和度を取得する際には、酸素飽和度算出モードを実行に移す。そして、必要に応じて電子内視鏡10に装備されたリリースボタンを操作して静止画像を取得したり、病変に処置が必要な場合は電子内視鏡10の鉗子チャンネルに各種処置具を挿通させて、病変の切除や投薬等の処置を施す。

【0061】

通常観察モードの場合は、CPU45の指令の下にCPU66により第一半導体レーザー光源55が点灯されて、照明窓31から被観察部位に白色光が照射される。

50

【 0 0 6 2 】

一方、図 10 のステップ 10 (S 1 0) に示すように、モード切替スイッチ 19 が操作されて酸素飽和度算出モードが選択されると、CPU 66 により各光源 55、56 のうちの一方が 100% の定格出力で点灯されているときは他方が定格出力の例えば 10% で点灯され、これが CCD 33 の蓄積・読出期間単位で繰り返される。これにより、第 1 発光パターンに基づく光照射と第 2 発光パターンに基づく光照射とが、交互に行われる (図 6 B 参照)。CCD 33 は、第 1 発光パターンによる照射時には第一画像 P 1 を出力し、第 2 発光パターンによる照射時には第二画像 P 2 を出力する (S 1 1)。

【 0 0 6 3 】

画像処理回路 49 では、まず血管領域特定部 71 で血管領域が特定された後、酸素飽和度算出部 70 で第一、第二画像 P 1、P 2 の血管領域の RGB 各画素値のノイズ成分を除去して特定の照明光の反射光成分を抽出する相関演算が行われる (S 1 2)。その後、相関演算でノイズ成分が除去された画素値で画像パラメータが算出され (S 1 3)、算出参照情報 72 を元に血管中のヘモグロビンの酸素飽和度が算出される (S 1 4)。酸素飽和度の算出結果は、酸素飽和度画像生成部 73 で酸素飽和度画像に画像化されてモニタ 18 に表示される (S 1 5)。上記一連の処理は、モード切替スイッチ 19 が操作されて通常観察モードが選択される等して酸素飽和度算出モードが終了される (S 1 6 で YES) まで続行される。

【 0 0 6 4 】

以上説明したように、本発明は、白色光および狭帯域光を照射するための二つの半導体レーザ光源 55、56 の点消灯を繰り返すことなく、各光源 55、56 を消灯せずにその出力を交互に定格出力よりも低く駆動して常時点灯し、得られた二つの画像 P 1、P 2 の RGB 各画素値の相関演算によりノイズ成分を除去して必要な成分を抽出するので、各光源 55、56 の点消灯による出力のオーバーシュート、ひいてはオーバーシュートに起因する画質劣化を防ぐことができる。

【 0 0 6 5 】

特に酸素飽和度を算出する際には、照明光の光量がオーバーシュートにより不安定になると、二つの画像 P 1、P 2 の画素値を用いて算出される画像パラメータの確からしさを担保することが難しくなり、酸素飽和度の算出結果も信頼性を欠くものとなるおそれがあるが、本発明ではオーバーシュートが抑えられて光量が安定化するため、酸素飽和度の算出結果の信頼性を向上させることができる。

【 0 0 6 6 】

中心波長 473 nm の狭帯域光 L 2 の反射光が CCD 33 の B、G 画素に感応し、蛍光 L 3 の反射光は RGB 全ての画素が感応し、狭帯域光 L 2 の成分が B、G 画素値、蛍光 L 3 の成分が RGB 全画素値に含まれるため、相関演算によりノイズ成分を除去して特定の成分を抽出することが可能となる。ある一つの照明光の波長帯域が RGB 各画素のうちの二つの画素の感度領域と重なっていれば、各画素の分光感度特性は既知であるので相関演算は可能である。

【 0 0 6 7 】

上記実施形態では、相関演算の例として第一画像 P 1 の G 画素値 g_1 および第二画像 P 2 の B 画素値 b_2 を挙げたが、本発明はこれに限定されない。下記の (1 1) 式に示すように、第二画像 P 2 の G 画素値 g_2 から R 画素値 r_2 を減算して中心波長 473 nm の狭帯域光 L 2 の成分を抽出してもよい。

$$g_2' = g_2 - r_2 = L_2 + 9/10(L_3) - 9/10(L_3) = L_2 \cdots (11)$$

あるいは (1 2) 式に示すように、第一画像 P 1 の B 画素値 b_1 から G 画素値 g_1 を減算し、中心波長 445 nm の励起光 L 1 の成分を抽出してもよい。

$$b_1' = b_1 - g_1 = L_1 + 1/10(L_2) + L_3 - \{1/10(L_2) + L_3\} = L_1 \cdots (12)$$

【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

また、血管情報としては上記実施形態の酸素飽和度に限らず、比 r_1 / g_1' を元に血管中の血液量を表したり、上記実施形態の b_2' や (11)、(12) 式で求めた b_1' 、 g_2' を用いて、粘膜表層、中層の血管画像（血管走行の可視像）を表示してもよい。

【0069】

なお、上記実施形態では、RGBの原色カラーフィルタが設けられたCCDを用いて、被検体内の撮像を行ったが、これに代えて、図11に示すようなCMYの補色系のカラーフィルタ100が設けられた補色系CCDを用いて、被検体内の撮像を行ってもよい。

【0070】

図12に示すように、C（シアン）のカラーフィルタは、青色帯域及び緑色帯域において高い透過率を有している一方で、赤色帯域においては透過率が極めて低くなっている。M（マゼンタ）のカラーフィルタは、青色帯域及び赤色帯域において高い透過率を有している一方で、緑色帯域においては透過率が極めて低くなっている。Y（イエロー）のカラーフィルタは、波長450nm以上の波長帯域においては高い透過率を有するものの、それ未満の波長範囲では透過率は極めて低くなっている。

【0071】

したがって、酸素飽和度算出モード時における図6Bの発光パターンと、図12のカラーフィルタの透過特性とから、C（シアン）のカラーフィルタが設けられたC画素は、励起光L1、狭帯域光L2、蛍光L3の緑色成分に対して感度を有している。また、M（マゼンタ）のカラーフィルタが設けられたM画素は、励起光L1、狭帯域光L2、蛍光L3の赤色成分に対して感度を有している。Y（イエロー）のカラーフィルタが設けられたY画素は、狭帯域光L2、蛍光L3の緑色成分及び赤色成分に対して感度を有している。

【0072】

以上から、補色系CCDから出力される第一画像P1のCMY画素値C1, M1, Y1と、第二画像P2のCMY画素値C2, M2, Y2は、以下ようになる。

$$C1 = L1 + 1/10(L2) + (L3) \cdots (X1)$$

$$M1 = L1 + 1/10(L2) + (L3) \cdots (X2)$$

$$Y1 = 1/10(L2) + L3 \cdots (X3)$$

$$C2 = 1/10(L1) + L2 + \times 9/10(L3) \cdots (X4)$$

$$M2 = 1/10(L1) + L2 + \times 9/10(L3) \cdots (X5)$$

$$Y2 = L2 + 9/10(L3) \cdots (X6)$$

ここで、($\times 1$)は、蛍光L3のうちC画素のC（シアン）のカラーフィルタを透過する成分（大部分が緑色成分）の割合を示している。($\times 1$)は、蛍光L3のうちM画素のM（マゼンタ）のカラーフィルタを透過する成分（大部分が赤色成分）の割合を示している。

【0073】

補色系CCDを用いた場合には、第一画像の画素値M1, Y1と第二画像の画素値C2をRGB値に変換し、その色変換したRGB値に基づいて酸素飽和度を算出する。なお、RGB値に変換する前に、オーバーシュート抑制のために出力10%で発光させた光の成分をノイズ成分として、M1, Y1, C2から除去するノイズ除去処理が行われる。

【0074】

第二画像の画素値C2においては、 $1/10(L1)$ がノイズ成分になる他、酸素飽和度の算出という観点からは、蛍光成分の $\times 9/10(L3)$ もノイズ成分となる。したがって、C2については、下記のように、これらノイズ成分を除去することによって、狭帯域光L2の成分のみを有するC2'が得られる。

$$C2' = C2 - 1/10(L1) - \times 9/10(L3) = L2$$

【0075】

なお、L3については、下記示すように、上記($\times 3$)、($\times 6$)の式から得られる値を用いる。

$$L3 = \frac{100}{91}(10Y1 - Y2) \cdots (X7)$$

また、 $L1$ については、下記示すように、上記 $(X1)$ 、 $(X4)$ 、 $(X7)$ の式から得られる値を用いる。

$$L1 = 100 / 99 \times \{ (C1 - 1 / 10 \times C2) - \frac{(10Y1 - Y2)}{9} \}$$

【0076】

一方、第一画像の画素値 $M1$ においては、 $1 / 10 (L2)$ がノイズ成分になるため、このノイズ成分の $1 / 10 (L2)$ を $M1$ から除去する。これにより、励起光 $L1$ 成分と蛍光 $(L3)$ 成分とを有する $M1'$ が得られる。

$$M1' = M1 - 1 / 10 (L2) = L1 + (L3)$$

また、第一画像の画素値 $Y1$ においては、 $1 / 10 (L2)$ がノイズ成分になるため、このノイズ成分の $1 / 10 (L2)$ を $Y1$ から除去する。これにより、蛍光 $L3$ 成分のみを有する $Y1'$ が得られる。

$$Y1' = Y1 - 1 / 10 (L2) = L3$$

【0077】

なお、 $L2$ については、下記示すように、上記 $(X1)$ 、 $(X4)$ 、 $(X7)$ の式から得られる値を用いる。

$$L2 = 100 / 99 \times \{ (C2 - 1 / 10 \times C1) - \frac{80 / 91 \times (10Y1 - Y2)}{9} \}$$

【0078】

以上のように、ノイズ成分が除去された画素値 $C2'$ 、 $M1'$ 、 $Y1'$ を、原色系のRGB値(B値、G値、R値)に色変換する。補色系(CMY)から原色系(RGB)への色変換は、周知の変換方法を用いる。色変換後のB値は、上記実施形態の $b2'$ に対応しており、G値は上記実施形態の $g1'$ に対応しており、R値は上記実施形態の $r1$ に対応している。そして、これら色変換後のRGB値に基づいて、上記実施形態と同様の方法で、酸素飽和度を算出する。なお、色変換後のRGB値については、発光強度と画素値との関係が適正かどうかを確認する処理を行うことが好ましい。

【0079】

なお、 $C2$ 、 $M1$ 、 $Y1$ を酸素飽和度の算出に用いたが、その他の画素値 $C1$ 、 $M2$ 、 $Y1$ も含めて酸素飽和度の算出を行ってもよい。この場合には、画素値 $C1$ 、 $M2$ 、 $Y1$ のうち $Y1$ はノイズ成分が無いので、 $C1$ 、 $M2$ についてノイズ成分を除去して画素値 $C1'$ 、 $M2'$ とする。そして、ノイズ成分を除去した画素値 $C1'$ 、 $M2'$ と画素値 $Y1$ をRGB値に変換したものに基いて、酸素飽和度の算出を行う。なお、 $C1$ におけるノイズ成分は $1 / 10 (L2)$ であり、 $M2$ におけるノイズ成分は $1 / 10 (L1)$ 、 $9 / 10 (L3)$ である。

【0080】

上記実施形態では、半導体光源が二つの場合を例示したが、半導体光源は少なくとも一つでよい。また、複数の光源を交互に定格出力よりも低く駆動するサイクルは、上記実施形態のCCD33の蓄積・読出期間単位に限らず、例えば2フレーム毎でもよいし、1フレームは一方の光源の出力を低くし、続く2フレームは他方の光源の出力を低くするというように不定期でもよい。要は半導体光源を点消灯させずに常時点灯させるよう駆動すればよい。

【0081】

なお、本発明に係る内視鏡システムは、上記実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採り得ることはもちろんである。例えば、撮像素子としてCCD33の代わりにCMOSイメージセンサを用いてもよい。

【0082】

中心波長405nm、450nm、550nm、780nm等の狭帯域光を照射して、粘膜表層、中層、深層の各血管画像を得たり、生体組織に蛍光物質を注入して励起光を照射し、被観察部位からの蛍光を観察したり、あるいは生体組織の自家蛍光を観察してもよ

10

20

30

40

50

い。

【 0 0 8 3 】

上記実施形態では電子内視鏡を例示したが、本発明はこれに限らず、イメージガイドを用いたファイバ스코ープや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端に内蔵された超音波内視鏡等、他の形態の内視鏡にも適用することができる。

【 0 0 8 4 】

なお、本発明では、酸素飽和度の画像化を行ったが、これに代えて又は加えて、「血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）×酸素飽和度（％）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×（１００－酸素飽和度）（％）」から求まる還元ヘモグロビンインデックスの画像化を行ってもよい。

10

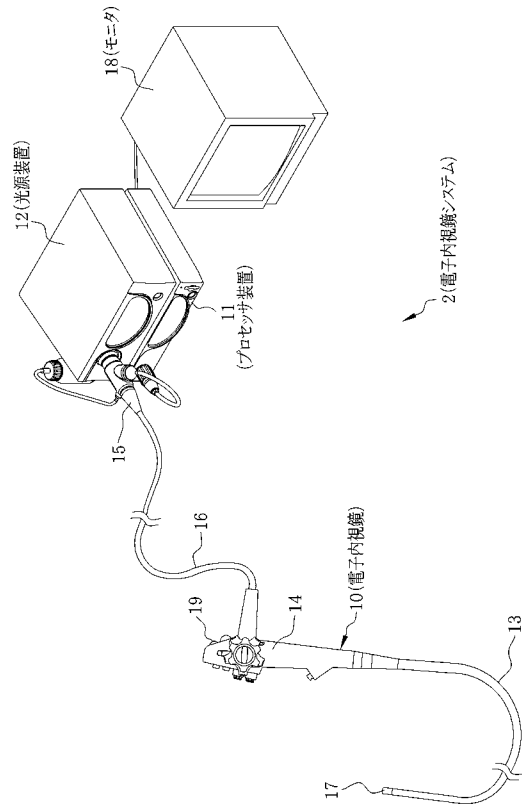
【符号の説明】

【 0 0 8 5 】

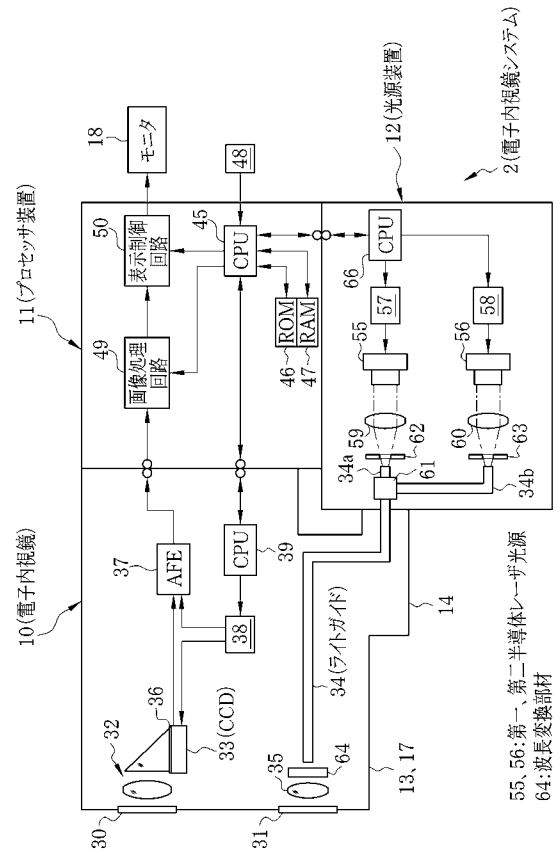
- ２ 電子内視鏡システム
- １０ 電子内視鏡
- １１ プロセッサ装置
- １２ 光源装置
- １８ モニタ
- １９ モード切替スイッチ
- ３３ ＣＣＤ
- ３４ ライトガイド
- ３９、４５、６６ ＣＰＵ
- ４９ 画像処理回路
- ５０ 表示制御回路
- ５５、５６ 第一、第二半導体レーザ光源
- ６４ 波長変換部材
- ７０ 酸素飽和度算出部
- ７３ 酸素飽和度画像生成部

20

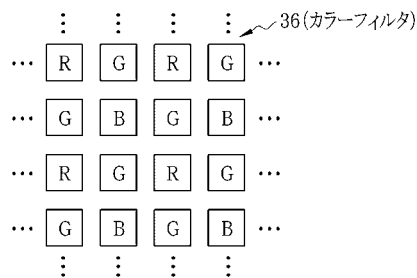
【図 1】



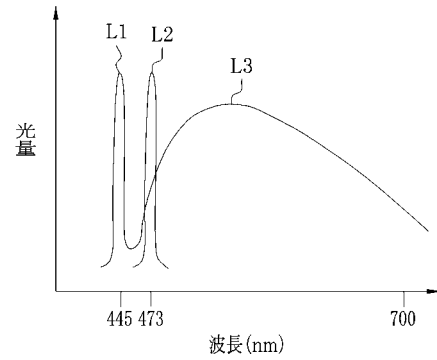
【図 2】



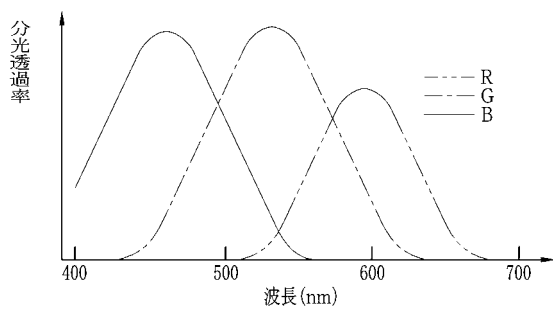
【図 3】



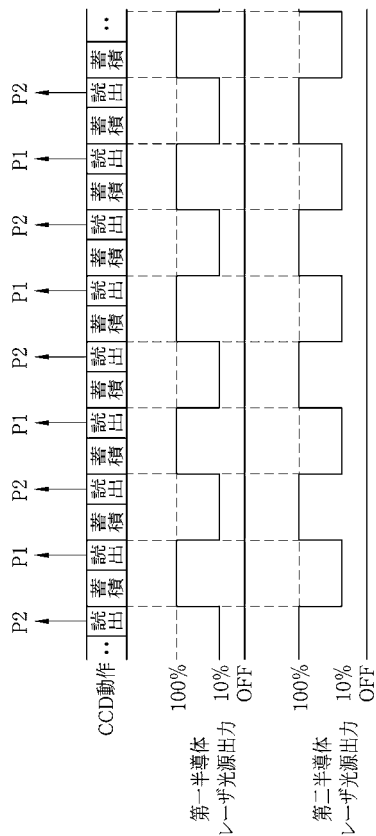
【図 5】



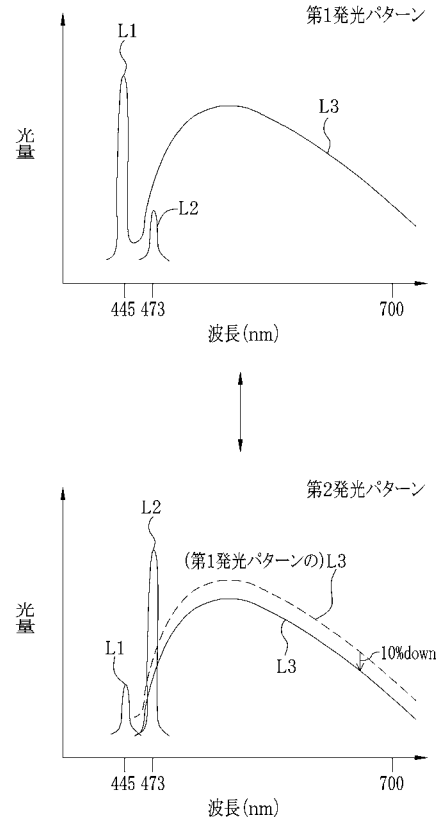
【図 4】



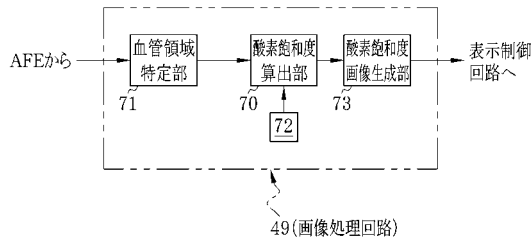
【図 6 A】



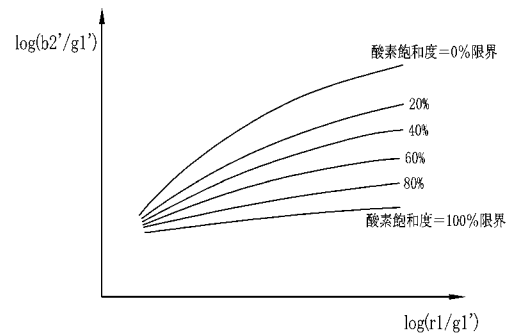
【図 6 B】



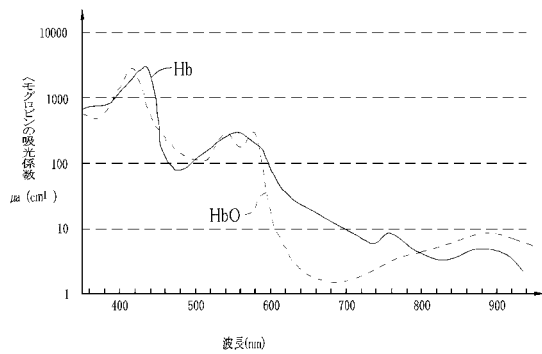
【図 7】



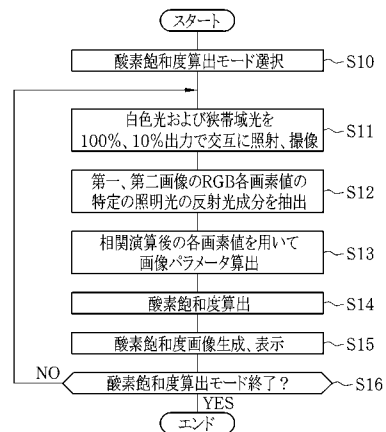
【図 9】



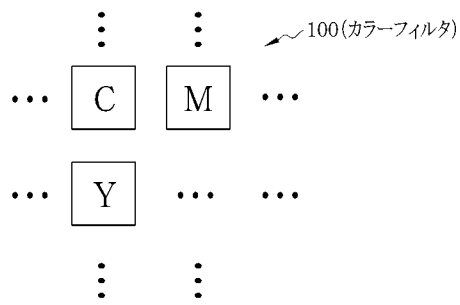
【図 8】



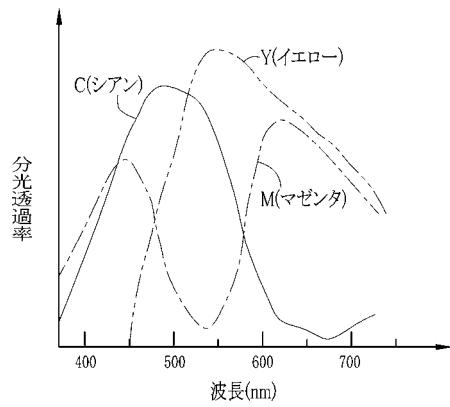
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 2 5 8 8 3 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	1 / 0 0	-	1 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4	-	2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP5331904B2	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2012004675	申请日	2012-01-13
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司 齋藤孝明 飯田孝之		
发明人	山口 博司 齋藤 孝明 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00004 A61B1/045 A61B1/063 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.611 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW15 4C161/WW17 4C161/XX02		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	门田弘		
优先权	2011090680 2011-04-15 JP		
其他公开文献	JP2012228503A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：防止图像质量因半导体光源的过冲而劣化。解决方案：电子内窥镜系统2的光源装置12包括作为半导体光源的第一和第二半导体激光光源55和56。当选择用于计算血液血红蛋白的氧饱和度的氧饱和度计算模式时，光源装置12的CPU 66接通一个光源，例如，当另一个光源中的另一个时，打开额定输出的10%。在没有任何光源55和56关闭的情况下，在额定输出的100%时接通55和56。CPU在CCD 33的累积和读取周期的基础上重复该接通动作。CPU通过氧饱和度计算部分对由此获得的第一和第二图像P1和P2的RGB的每个像素值进行相关计算。在图70中，去除了由第一和第二半导体激光光源55和56从第一和第二图像P1和P2的恒定导通引起的噪声分量。CPU根据去除噪声成分的图像计算氧饱和度。

