

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/147435

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年9月22日 (2016. 9. 22)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D	2 H 0 4 0	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	4 C 1 6 1	
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A		
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B		

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

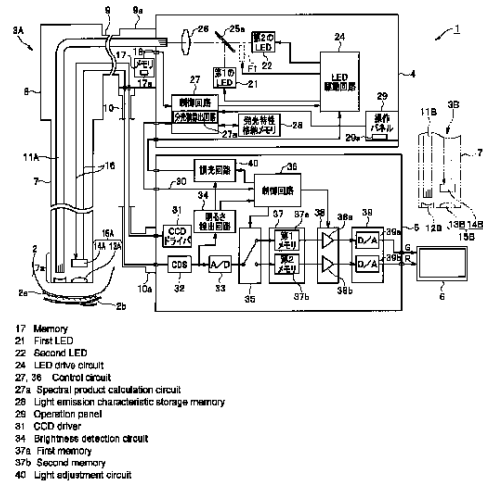
出願番号	特願2016-518790 (P2016-518790)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/074728	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成27年8月31日 (2015. 8. 31)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5974204号 (P5974204)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成28年8月23日 (2016. 8. 23)	(72) 発明者	五十嵐 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2015-53688 (P2015-53688)	Fターム(参考)	2H040 BA11 CA04 CA11 CA12 CA23 DA11 DA21 GA02 GA05 GA11
(32) 優先日	平成27年3月17日 (2015. 3. 17)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、ヘモグロビンの吸光特性上で極大値を含む波長から極小値を含む波長間に狭帯域の分光特性を有する第1の波長帯域の光と、第1の波長帯域の光よりも被検体における散乱特性及びヘモグロビンの吸収特性が低く、第1の波長帯域の光よりも長波長である第2の波長帯域の光とを発生する光源部と、第1の波長帯域の光に対応する被検体の撮像信号である第1の撮像信号と、第2の波長帯域の光に対応する被検体の撮像信号である第2の撮像信号とを生成する撮像部と、撮像部において生成された第1、第2の撮像信号から被検体の観察画像を生成する画像生成部と、第1の波長帯域における光源部から撮像部に至る第1の分光積が、第2の波長帯域における光源部から撮像部に至る第2の分光積の50%~150%以内となるように光源部から撮像部にいたる第1の波長帯域の光及び第2の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積の値を制御する制御部とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ヘモグロビンを有する被検体に照射され、可視の波長帯域のうち赤色の帯域における前記ヘモグロビンの吸光特性上で極大値を含む波長から極小値を含む波長間に狭帯域の分光特性を有する第 1 の波長帯域の光と、前記第 1 の波長帯域の光よりも前記被検体における散乱特性及び前記ヘモグロビンの吸収特性が低く、かつ前記第 1 の波長帯域の光よりも長波長の波長帯域を有する第 2 の波長帯域の光とを発生する光源部と、

前記光源部からの光が照射された前記被検体からの光を受光し、前記第 1 の波長帯域の光に対応する前記被検体の撮像信号である第 1 の撮像信号と、前記第 2 の波長帯域の光に対応する前記被検体の撮像信号である第 2 の撮像信号とを生成する撮像部と、

前記撮像部において生成された第 1 の撮像信号と、前記第 2 の撮像信号とから前記被検体の観察画像を生成する画像生成部と、

前記第 1 の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第 1 の分光積が、前記第 2 の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第 2 の分光積の 50% ~ 150% 以内となる条件に収まるように前記光源部から前記撮像部にいたる前記第 1 の波長帯域の光及び前記第 2 の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積の値を制御する制御部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記第 1 の波長帯域の光及び前記第 2 の波長帯域の光のうち少なくとも一方の発光強度を制御することにより、前記条件を満たすように前記第 1 の波長帯域の光及び前記第 2 の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積の値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】

前記第 2 の波長帯域の光は、前記第 1 の波長帯域の光よりも広帯域な光であり、かつ前記赤色もしくは近赤外の帯域の光であ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】

前記光源部は、更に前記第 1 の波長帯域の光よりも短波長側の可視の波長帯域を有する第 3 の波長帯域の光を発生し、

前記撮像部は、更に前記第 3 の波長帯域の光に対応する前記被検体の撮像信号である第 3 の撮像信号を生成し、

前記画像生成部は、前記第 1 の撮像信号と、前記第 2 の撮像信号と、前記第 3 の撮像信号とから前記被検体の観察画像を生成し、

前記制御部は、更に前記第 1 の分光積 A_1 及び前記第 2 の分光積 A_2 及び前記第 3 の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第 3 の分光積 A_3 が以下の第 2 の条件

$$1 / A_3 \leq 1 / A_2$$

を満たすように前記光源部から前記撮像部に至る前記第 1 の波長帯域の光、前記第 2 の波長帯域の光、及び前記第 3 の波長帯域の光における少なくとも 1 つの分光積の値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 5】

前記内視鏡装置は、撮像感度がそれぞれ異なる第 1 及び第 2 の撮像素子により形成された前記撮像部としての第 1 及び第 2 の撮像部をそれぞれ備えた第 1 及び第 2 の内視鏡と、

前記第 1 又は前記第 2 の内視鏡が着脱自在に接続され、前記第 1 の波長帯域の光を発生する第 1 の発光素子及び前記第 2 の波長帯域の光を発生する第 2 の発光素子を内蔵した光源部を内蔵した光源装置と、を備え、

前記制御部は、前記光源装置に接続された前記第 1 又は前記第 2 の内視鏡に搭載された前記第 1 又は前記第 2 の撮像部の前記撮像感度の特性を、前記撮像感度の特性を格納した情報格納部から読み出し、更に前記第 1 の発光素子及び前記第 2 の発光素子の発光特性の情報を参照して、前記第 1 及び前記第 2 の分光積を算出する分光積算出部を備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 6】

前記光源部は、更に前記第 1 の波長帯域の光よりも短波長側の可視の波長帯域を有する第 3 の波長帯域の光を発生し、

前記撮像部は、更に前記第 3 の波長帯域の光に対応する前記被検体の撮像信号である第 3 の撮像信号を生成し、

前記画像生成部は、前記第 1 の撮像信号と、前記第 2 の撮像信号と、前記第 3 の撮像信号とから前記被検体の観察画像を生成し、

前記制御部は、更に前記第 1 の分光積 A_1 及び前記第 2 の分光積 A_2 及び前記第 3 の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第 3 の分光積 A_3 が以下の第 2 の条件

$$1 / A_3 \leq 1 / A_2$$

を満たすように前記光源部から前記撮像部に至る前記第 1 の波長帯域の光、前記第 2 の波長帯域の光、及び前記第 3 の波長帯域の光における少なくとも 1 つの分光積の値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。

10

20

30

40

50

更に、前記撮像部の撮像感度又は前記第1及び第2の波長帯域の光を導光するライトガイドの分光透過率が異なる複数の内視鏡と、前記第1及び第2の波長帯域の光を発生する発光特性を有する光源部と、におけるそれぞれの波長に対する分光特性の情報をデータベースとして格納するデータベース装置を有し、

前記制御部は、前記第1及び第2の波長帯域の光を用いて所定の内視鏡検査を行う場合、前記データベースを参照して、前記条件及び前記第2の条件を満たす内視鏡を選択する処理を行うことを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

更に、前記撮像部の撮像感度又は前記第1及び第2の波長帯域の光を導光するライトガイドの分光透過率が異なる複数の内視鏡と、前記第1及び第2の波長帯域の光をそれぞれ発生する前記第1及び前記第2の発光素子の発光特性が異なる光源部をそれぞれ内蔵した複数の光源装置と、におけるそれぞれの分光特性の情報をデータベースとして格納するデータベース装置を有し、

前記制御部は、前記第1及び第2の波長帯域の光を用いて所定の内視鏡検査を行う場合、前記データベースを参照して、前記条件を満たす組み合わせの内視鏡と光源装置とを選択することを特徴とする請求項5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、複数の波長帯域の照明光を用いて撮像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被検体内を検査する内視鏡が広く用いられるようになってい
る。また、複数の波長帯域の狭帯域の照明光を用いて、生体組織の表層付近の血管の走行
状態等を撮像して内視鏡検査（又は診断）する場合がある。

生体組織の表層付近の血管を撮像して画像を生成する場合、例えば表層付近における深
部血管に吸収されやすい600nmの波長の光や、この600nmの波長の光に対して、
深部血管に吸収されにくいリファレンス光となる630nmの波長の光等、複数の波長帯
域の光を用いて深部血管を強調した画像を生成することが行われる。

このような画像を生成する場合、可視長波長～近赤外域においては、レンズの透過率や
撮像の感度が低下するためリファレンス光とした場合、十分な明るさの画像を取得する
ことが困難である。また、各波長の光のバランスを調整しカラーバランスを適切に設定する
必要があるが、これまで明確に規定されていない。

【0003】

例えば、第1の従来例としての日本国特開2009-1359076号公報は、被写体
への光の深達度に応じた望ましい色成分が精細な画像を提供することができる撮像デバイ
スを提供するために、第1～第3の波長領域（650nm,450nm,540nm）の光を発する光照射
部、第1～第3の波長領域にそれぞれ感度を有する第1～第3受光素子、各受光素子の分
光感度、被写体の分光反射率、および発光部が被写体に照射する光の分光強度を乗じた値
を波長領域に渡って積分した値を各受光素子の相対受光強度として算出し、相対受光強度
が第1の受光素子：第2の受光素子：第3の受光素子において2：1：1となるため、第
1の受光素子の数：第2の受光素子の数：第3の受光素子の数が2：2：1となるように
撮像デバイスに受光素子を配列することを開示している。

また、第2の従来例としての日本国特許第5404968号公報は、薬剤投与という煩
雑な作業をすることなく、かつ粘膜深部の血管を明瞭にかつ適切な明るさで表示可能な内
視鏡装置を提供するために、600nmの波長付近の表帯域光と、630nmの波長付近
の狭帯域光を照射すること、各狭帯域信号に対して、調光制御パラメータを乗算し、60
0nmの波長付近の表帯域信号に対しては、最も大きな重みである0.6を付けることを
開示している。

【0004】

10

20

30

40

50

しかしながら、第1及び第2の従来例とも、光源部により複数の異なる波長帯域の光を発生し、光学系を用いて各波長帯域を被検体に照射し、被検体に照射された各波長帯域の光を撮像素子により撮像した場合における光源部の光の発生から撮像素子による撮像に至る光学性能となる総合的な分光積を適切に設定することを開示していない。

より具体的には、第1の波長帯域の光により撮像する場合、照明光としての第1の波長帯域の光を発生する光源系から、照明光を伝送して被検体に照射する照明光の伝送系と/被検体から撮像素子に撮像光を伝送する伝送系と、さらに撮像素子により撮像して光源変換(撮像)する分光感度の特性が影響する。

それらの分光特性を考慮した総合的な分光積Aは、光源部が第1の波長帯域の光を発生する際の分光放射輝度E()、該分光放射輝度E()の第1の波長帯域の光がライトガイドや照明レンズ等を経て被検体に照明光として照射し、照射された光を対物光学系により、撮像素子(の撮像面)に導光するまでの照明/撮像光学系の分光透過率T()、撮像素子により撮像する場合の分光感度S()の積となる。なお、は、第1の波長帯域の波長を表し、分光積Aを求める際には照明/撮像に寄与する波長で積分する。

このように各分光特性(分光性能)を総合的に考慮した分光積Aが複数の波長帯域において出来るだけ等しくなるように設定すると、特性が異なる内視鏡を用いて観察画像を生成した場合においても、複数の波長帯域の光を用いて生成した観察画像の画質を総合的に向上することができる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、複数の波長帯域の光を用いて生成した観察画像の画質を総合的に向上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。

【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、ヘモグロビンを有する被検体に照射され、可視の波長帯域のうち赤色の帯域における前記ヘモグロビンの吸光特性上で極大値を含む波長から極小値を含む波長間に狭帯域の分光特性を有する第1の波長帯域の光と、前記第1の波長帯域の光よりも前記被検体における散乱特性及び前記ヘモグロビンの吸収特性が低く、かつ前記第1の波長帯域の光よりも長波長の波長帯域を有する第2の波長帯域の光とを発生する光源部と、前記光源部からの光が照射された前記被検体からの光を受光し、前記第1の波長帯域の光に対応する前記被検体の撮像信号である第1の撮像信号と、前記第2の波長帯域の光に対応する前記被検体の撮像信号である第2の撮像信号とを生成する撮像部と、前記撮像部において生成された第1の撮像信号と、前記第2の撮像信号とから前記被検体の観察画像を生成する画像生成部と、前記第1の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第1の分光積が、前記第2の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第2の分光積の50%~150%以内に収まるように前記光源部から前記撮像部にいたる前記第1の波長帯域の光及び前記第2の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積の値を制御する制御部と、を有する。

【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2】図2は第1の実施形態における光源部の各発光素子の発光強度、撮像素子の撮像感度、ライトガイド等の光学系の透過率の波長に対する分光特性を示す図。

【図3A】図3Aは酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光特性を示す図。

【図3B】図3Bは光源装置内メモリに予め格納された駆動電流と発光強度の特性とを対応つけたルックアップテーブルを示す図。

【図4】図4は第1の実施形態の内視鏡検査前の調整処理の内容を示すフローチャート。

【図5】図5は第1の実施形態における内視鏡検査を行う場合の動作を示すタイミング図。

【図6】図6は第1の実施形態の第1変形例における内視鏡検査前の調整内容を示すフローチャート。

10

20

30

40

50

【図 7】図 7 は第 1 の実施形態の第 2 変形例の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図 8】図 8 は第 2 変形例の内視鏡検査前の調整内容を示すフローチャート。

【図 9】図 9 は第 2 変形例における内視鏡検査を行う場合の動作を示すタイミング図。

【図 10】図 10 は本発明の第 2 の実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す図。

【図 11】図 11 は第 2 の実施形態における光源部の各発光素子の発光強度、撮像素子のカラーフィルタの透過率の分光特性を示す図。

【図 12】図 12 は第 2 の実施形態における内視鏡検査を行う場合の動作を示すタイミング図。

【図 13】図 13 は所定の内視鏡検査を行おうとする場合、その内視鏡検査に適した組み合わせの内視鏡及び光源装置を決定する処理を示すフローチャート。

10

【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、被検体 2 内に挿入される内視鏡 3 A と、内視鏡 3 A が着脱自在に接続され、照明光を発生して出力する光源装置 4 と、内視鏡 3 A の信号用コネクタ 10 a が着脱自在に接続され、内視鏡 3 A に搭載された撮像素子に対する信号処理を行い、被検体 2 の観察画像（の画像信号）を生成する画像生成部を形成するビデオプロセッサ 5 と、ビデオプロセッサ 5 から出力される画像信号が入力されることにより、観察画像を表示する表示装置としてのカラーモニタ 6 とを有する。

20

なお、内視鏡装置 1 は、図 1 に示すように内視鏡 3 A に搭載された撮像素子等と光学特性が異なる撮像素子等を搭載した内視鏡 3 B を用いて、被検体 2 に対する内視鏡検査を行うこともできる。

内視鏡 3 A は、細長の挿入部 7 と、この挿入部 7 の後端（基端）に設けられた操作部 8 と、操作部 8 から延出されたユニバーサルケーブル 9 とを有し、ユニバーサルケーブル 9 の端部には光源用コネクタ 9 a が設けてあり、光源用コネクタ 9 a は、光源装置 4 に着脱自在に接続される。また、光源用コネクタ 9 a に一端が接続されたケーブル 10 の他端の信号用コネクタ 10 a は、ビデオプロセッサ 5 に着脱自在に接続される。

【0008】

30

内視鏡 3 A 内には、照明光を伝送（導光）するライトガイド 11 A が挿通され、このライトガイド 11 A の後端は、光源用コネクタ 9 a に至る。このライトガイド 11 A の後端は、照明光の入射端となり、光源装置 4 から照明光が供給される。ライトガイド 11 A に入射された照明光は、挿入部 7 の先端部 7 a に配置されたライトガイド 11 A の先端面からさらに照明窓に取り付けられた照明レンズ 12 A を経て、被検体 2 側に照射される。

照明窓に隣接する観察窓には対物レンズ 13 A が取り付けられており、その結像位置には、撮像素子としての例えば電荷結合素子（CCD と略記）14 A が配置されている。対物レンズ 13 A と CCD 14 A とにより、撮像部（又は撮像ユニット）15 A を形成する。なお、内視鏡 3 B は、内視鏡 3 A における CCD 14 A 等と特性が異なる CCD 14 B を備える。具体的には、内視鏡 3 B は、内視鏡 3 A とは特性が異なるライトガイド 11 B 、照明レンズ 12 B 、対物レンズ 13 B 、 CCD 14 B 、撮像部 15 B を備え、その他、内視鏡 3 A と同じ構成である。

40

【0009】

また、内視鏡 3 B は、内視鏡 3 A とは特性が異なるが、内視鏡 3 A の場合と同様に光源装置 4 、ビデオプロセッサ 5 に接続して同様に内視鏡検査に用いることができる。このため、以下の説明においては、殆ど内視鏡 3 A の場合において説明する。第 2 の実施形態においてもほぼ同様である。

CCD 14 A は、内視鏡 3 A 内、ケーブル 10 内に配設された信号線 16 と接続され、信号用コネクタ 10 a を経てビデオプロセッサ 5 と電氣的に接続される。

また、内視鏡 3 A における例えば光源用コネクタ 9 a 内には、内視鏡 3 A に固有の識別

50

情報（IDと略記）を格納したフラッシュメモリ（図1では単にメモリと略記）17が設けられ、このフラッシュメモリ17は接点18を経て光源装置4内の制御回路からフラッシュメモリ17内のIDを読み出すことが可能となる。

上記光源装置4は、第1の波長帯域の照明光としての第1の照明光を発生する第1の照明光源（又は第1の発光素子）を形成する第1の発光ダイオード（LEDと略記）21と、第2の波長帯域の照明光としての第2の照明光を発生する第2の照明光源（又は第2の発光素子）を形成する第2のLED22と、これらLED21, 22を発光及び発光停止させるように駆動するLED駆動回路24とを有する。

【0010】

なお、LED駆動回路24は、後述する図5に示すように、LED21, 22を交互に発光させる面順次照明を行うように駆動する。そして、CCD14Aは、LED21, 22による面順次照明の下で撮像するモノクロの撮像素子を形成する。

第1のLED21で発生した第1の照明光は、その照明光路上に配置されたダイクロミックミラー25aにより、第1の波長帯域となる第1の照明光が選択的に反射され、反射光路上に配置された集光レンズ26により集光されてライトガイド11Aの入射端に入射される。

また、第2のLED22で発生した第2の照明光は、その照明光路上に配置されたダイクロミックミラー25aにより、第2の波長帯域となる第2の照明光が選択的に透過され、透過光路上に配置された集光レンズ26により集光されてライトガイド11Aの入射端に入射される。

【0011】

図2は、第1の照明光となる600nm付近の狭帯域光（つまり、600nmを中心波長とする第1の波長帯域の光）の発光強度（又は分光放射輝度） E_a （ ）と、第2の照明光となる（赤色から近赤外までの帯域の）630nm～780nm付近の第2の波長帯域の光としての広帯域光の発光強度（又は分光放射輝度） E_b （ ）とをそれぞれ実線で示す。また、図2は、後述する第3の照明光となる460nm付近の狭帯域光の発光強度（又は分光放射輝度） E_c （ ）を2点鎖線により示している。なお、波長に依存して変化する E_a （ ）を E_a と略記する場合がある（他の E_b （ ）等においても同様であり、 S_a （ ）、 T （ ）に関してもおいても S_a , T のように簡略的に示す場合がある）。

図2に示す発光強度 E_a （ ）、 E_b （ ）は、それぞれ最大値に近い駆動電流 I_a , I_b によりLED21, 22を発光させるように駆動した場合の特性を示し、駆動電流 I_a , I_b の値を変化させることにより、ピーク値等を変化させることができる。

【0012】

なお、本実施形態においては、被検体2における生体粘膜の表層付近の血管の走行状態等を、処置等がし易い観察画像を取得することを想定している。この場合、図1に示すように生体粘膜における表面付近では毛細血管2aが走行し、より深部側においてはより太い血管2bが走行しており、処置する場合、血管2bの走行状態を良好な画質で観察することが望まれる。図3Aは酸化ヘモグロビン（ HbO_2 ）と還元ヘモグロビン（ Hb ）との吸光特性を示し、また、2点鎖線により第1の照明光となる600nm付近の狭帯域光を示している。

第1の照明光となる600nm付近の狭帯域光は、血管中の血液が含むヘモグロビンの吸光特性が大きく、これに対して第2の照明光となる630nmより長波長側の広帯域光は、ヘモグロビンの吸光特性が（第1の照明光に比較して）低い。また、第2の照明光は、第1の照明光の場合よりも散乱される散乱特性が低い（生体粘膜における深部側への深達度が高い）。換言すると、600nm付近の狭帯域光は、ヘモグロビンを有する被検体に照射され、可視の波長帯域のうち赤色の帯域における前記ヘモグロビンの吸光特性上で極大値を含む波長から極小値を含む波長間に狭帯域の分光特性を有する第1の波長帯域の光となる。

【0013】

10

20

30

40

50

このため、第1の照明光と第2の照明光とを併用して撮像を行うことにより生成される観察画像は、第1の画像(成分)と第2の画像(成分)とからなる。

この観察画像においては、第1の照明光の下で撮像した第1の画像成分のコントラスト変化により太い血管5bの走行状態が把握でき、第2の照明光の下で撮像した第2の画像成分から表層域から深部域に至る背景部分の輪郭等を把握できることになる。

図2は、CCD14Aの撮像感度(又は分光感度)S_a()を1点鎖線で示している。また、図2は、第1の照明光及び第2の照明光を光学的に伝送し、被検体2に照射する照明光伝送系(又は照明光導光系)と、被検体2側で散乱等された光を撮像素子としてのCCD14Aに入射させる撮像光学系(又は対物光学系)と、を含む照明光伝送系/撮像光学系の分光透過率(又は透過率)Tを点線で示している。なお、照明光伝送系は、光源装置4内のダイクロイックミラー25a, 集光レンズ26と、内視鏡3Aのライトガイド11等から構成される。そのため、後述するように上記分光透過率Tは、光源装置4の分光透過率T_{1s}と、内視鏡3Aの分光透過率T_{en}との積となる。

光源装置4は、LED駆動回路24の動作を制御する制御部を形成する中央処理装置(CPU)等から構成される制御回路27を有し、この制御回路27は、第1のLED21と第2のLED22の発光特性を格納した発光特性格納メモリ28の情報を参照する。発光特性格納メモリ28は、例えば、格納されるデータ(情報)を書換可能とする不揮発性のメモリとしてのフラッシュメモリ等により構成される。

【0014】

図3Bは、発光特性格納メモリ28に予め格納されている第1のLED21と第2のLED22の発光特性の例を示す。図3Bに示すように駆動電流I_a, I_bと、発光強度との値がルックアップテーブル(LUTと略記)として格納されている。なお、図3のLUTは、LED21, 22をそれぞれ発光させる駆動電流I_a, I_bを例えば駆動電流値I₁に設定した場合にはLED21, 22の発光強度がE_{a1}, E_{b1}になることを表す。

図3Bの発光特性のデータを参照することにより、後述する(1)式、(2)式の2つの分光積A₁, A₂を算出し、また(3)式に示すように2つの分光積A₁, A₂が所定の関係を満たすように調整することが可能になる。

後述するように本実施形態においては、内視鏡装置1により内視鏡検査を行う前の初期設定として、複数の波長帯域の照明光(本実施形態では第1及び第2の照明光)を用いて照明及び撮像を行う場合、表示装置で表示される観察画像の画質を所定の画質以上を確保できるように、各波長帯域の分光積が所定の条件を満たすように、少なくとも1つの波長帯域の照明光に対する分光積、又は該分光積を構成する発光特性(主に発光強度)を調整する。この調整の制御を行う制御部は、制御回路27により構成される。

【0015】

制御回路27は、第1及び第2の波長帯域の照明光の場合の分光積A₁, A₂をそれぞれ算出する分光積算出回路27aを備える。

また、分光積算出回路27aが、分光積A₁, A₂を算出することができるように、例えば内視鏡3A内に設けたフラッシュメモリ17は、この内視鏡3Aに搭載された撮像素子としてのCCD14Aの分光感度S_a()、内視鏡3A内のライトガイド11A、照明レンズ12A, 対物レンズ13Aの各分光透過率を含む総合的な分光透過率T_{en}()の情報を格納する分光情報格納領域17aを備える。内視鏡3Bは、この内視鏡3Bに対応した分光情報格納領域17b(図示略)を備える。

また、光源装置4内の発光特性格納メモリ28は、上述したLED21, 22の発光強度E_a, E_bの特性を格納すると共に、ダイクロイックミラー25a, 集光レンズ26の分光透過率T_{1s}()の情報を格納する。

【0016】

そして、分光積算出回路27aは、これらの情報を参照して、第1の波長帯域の第1の照明光の場合においてCCD14Aにより撮像する場合の第1の分光積A₁を

$$A_1 = S_a() E_a() T_{1s}() T_{en}() d \quad (1)$$

10

20

30

40

50

により算出する。なお、積分は、第1の照明光の第1の波長帯域において行う。

同様に分光積算回路27aは、第2の分光積A2を

$$A2 = \int S_b(\lambda) E_b(\lambda) T_{1s}(\lambda) T_{en}(\lambda) d\lambda \quad (2)$$

により算出する。

また、フラッシュメモリ17内に分光情報を格納していない内視鏡の場合においては、例えば光源装置4に設けた操作パネル29の(キーボードなどから構成される)情報入力部(又は情報入力デバイス)29aから、制御回路27に対して、内視鏡に搭載された撮像素子の分光感度や、ライトガイドなどの分光透過率の情報を入力することができるようにしている。

【0017】

制御回路27は、内視鏡が分光情報を格納していない場合においても、操作パネル29から入力される情報を用いて、分光積を算出することができるようにしている。

ビデオプロセッサ5は、CCD14AにCCD駆動信号を印加するCCDドライバ31を有し、CCD14Aは、CCD駆動信号の印加により、CCD14Aの撮像面に結像された光学像を光電変換した撮像信号を出力する。CCDドライバ31は、第1の照明光と第2の照明光との各照明期間(発光期間)の終了に同期してCCD駆動信号を出力するため、CCD14Aは、第1の撮像信号と第2の撮像信号とを交互に出力する(図5参照)。

CCD14Aから出力される撮像信号は、ビデオプロセッサ5内の相関二重サンプリング回路(CDS回路と略記)32に入力される。CDS回路32は、(第1及び第2の)撮像信号の信号成分を抽出して(第1及び第2の)画像信号として、A/D変換回路33と明るさ検出回路34とに出力する。

A/D変換回路33は、アナログの画像信号をデジタルの画像信号に変換してマルチプレクサ35に出力する。

【0018】

このマルチプレクサ35は、上記第1の照明光と第2の照明光との照明期間の切替に同期して、ビデオプロセッサ5内の制御回路36により切り替えられる。マルチプレクサ35から出力される(第1及び第2の)画像信号は、メモリ回路37を構成する第1メモリ37a、第2メモリ37bにそれぞれ交互に格納される。第1メモリ37a、第2メモリ37bに格納された(第1及び第2の)画像信号は、同時に読み出され、カラーバランスの設定(調整)を行うカラーバランス回路38を構成するゲイン可変アンプ38a, 38bに入力される。なお、メモリ回路37の前段にカラーバランス回路38を配置した構成にしても良い。

カラーバランス回路38を経た(第1及び第2の)画像信号は、D/A変換部39を構成するD/A変換回路39a, 39bを経てアナログの(第1及び第2の)画像信号に変換され、観察画像の画像信号としてカラーモニタ6のG, Rのチャンネルに出力される。

【0019】

また、明るさ検出回路34は、入力された(第1及び第2の)画像信号の1フレーム期間などにおける平均の明るさをそれぞれ算出し、算出した平均の明るさの信号(明るさ信号)を、調光を行う調光回路40に出力する。

調光回路40は、基準の明るさと、入力された2つの平均の明るさ信号を所定の割合で加算した1つの総合明るさ信号との差分の信号を調光信号として生成し、生成した調光信号を光源装置4内のLED駆動回路24に出力する。なお、明るさ検出回路34が総合明るさ信号を生成するようにしても良い。

また、明るさ検出回路34は、内視鏡検査を行う前に、標準白色板を被写体に設定した場合において生成される、第1の画像信号の明るさ信号と第2の画像信号の明るさ信号とを制御回路36に送り、制御回路36は、カラーバランス回路38から出力される第1の画像信号の輝度レベルと第2の画像信号の輝度レベルとが等しくなるカラーバランス状態となるようにカラーバランス回路38のゲイン可変アンプ38a, 38bのゲインを調整する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

L E D 駆動回路 2 4 は、入力された調光信号が小さくなるように、L E D 2 1 と 2 2 との発光量を調整する。このように発光量を調整することにより、調光信号が殆ど 0 となる状態の基準の明るさが得られる照明状態を維持することができる。

ビデオプロセッサ 5 内の制御回路 3 6 は、通信線 3 0 を介して光源装置 4 内の制御回路 2 7 と接続され、通信線 3 0 を介して双方向の信号の送受を行うことができる。

上記制御回路 2 7 (の分光積算出回路 2 7 a) は、第 1 及び第 2 の分光積 $A 1$, $A 2$ を算出する機能を有するとともに、2 つの分光積が所定の条件

$$0.5 < A 1 / A 2 < 1.5 \quad (3)$$

を満たすか否かの判定を行う判定回路の機能を有する。

上記 (3) 式の条件は、複数の波長帯域の光を用いて生成した観察画像が総合的に所定の画質以上とする条件に該当する。換言すると、(3) 式の条件を満たす場合には、観察画像は総合的に所定の画質以上となる良好な画質を保持する。

【 0 0 2 1 】

上記 (3) 式の条件から外れる場合として、例えば $1.5 < A 1 / A 2$ になると、撮像素子 (C C D 1 4 A) の撮像感度と、ライトガイド 1 1 A 等の光学系の透過特性は、第 1 の波長帯域と第 2 の波長帯域とにおいて大きな差異が無い (図 2 の特性図) ため、L E D 2 1 の発光強度 $E a$ の分光積 $A 1$ に寄与する割合が、L E D 2 2 の発光強度 $E b$ の分光積 $A 2$ に寄与する割合に比較してかなり大きい。換言すると、図 2 における L E D 2 2 の発光強度 $E b$ の面積が L E D 2 1 の発光強度 $E a$ の面積よりもかなり小さいことになる。

このため、撮像素子としての C C D 1 4 A により得られる第 1 の撮像信号の信号レベルに比較して、第 2 の撮像信号の信号レベルよりもかなり小さくなってしまふ。

このため、カラーバランス回路 3 8 において、第 2 の撮像信号に対応する第 2 の画像信号の信号レベルを調整するゲイン可変アンプ 3 8 b のゲインを、第 1 の撮像信号に対応する第 1 の画像信号の信号レベルを調整するゲイン可変アンプ 3 8 a のゲインよりもかなり大きくすることにより、信号レベル上では補償できるが、その際ノイズも増大してしまふ。そのため、第 2 の画像信号の S / N (又は S N R) が第 1 の画像信号の S / N に比較してかなり低下してしまふ。

【 0 0 2 2 】

つまり、 $1.5 < A 1 / A 2$ になると、観察画像を構成する第 1 の画像成分と第 2 の画像成分における第 2 の画像成分の画質が、ノイズにより低下する。

一方、(3) 式の条件から外れる場合として、 $0.5 > A 1 / A 2$ になると、上記の説明から分かるように観察画像を構成する第 1 の画像成分と第 2 の画像成分における第 1 の画像成分の画質が、ノイズにより低下する。

また、調光信号により観察画像の明るさを調整するが、 $0.5 > A 1 / A 2$ の場合には、第 1 の照明光の可変範囲が小さい値側に制約されるために観察画像における第 1 の画像 (成分) が暗くなる欠点となる (図示しない A G C を設けた場合には、上記のように第 1 の画像の画質がノイズにより低下する) 。

【 0 0 2 3 】

本実施形態の内視鏡装置 1 は、ヘモグロビンを有する被検体 2 に照射され、可視の波長帯域のうち赤色の帯域における前記ヘモグロビンの吸光特性上で極大値を含む波長から極小値を含む波長間に狭帯域の分光特性を有する第 1 の波長帯域の光を形成する 6 0 0 n m 付近の狭帯域光と、前記第 1 の波長帯域の光よりも前記被検体における散乱特性及び前記ヘモグロビンの吸収特性が低く、かつ前記第 1 の波長帯域の光よりも長波長の 6 3 0 n m ~ 7 8 0 n m の波長帯域を有する第 2 の波長帯域の光とを発生する光源部を形成する光源装置 4 と、前記光源部からの光が照射された前記被検体 2 からの光を受光し、前記第 1 の波長帯域の光に対応する前記被検体 2 の撮像信号である第 1 の撮像信号と、前記第 2 の波長帯域の光に対応する前記被検体 2 の撮像信号である第 2 の撮像信号とを生成する撮像部 1 5 A 又は 1 5 B と、前記撮像部 1 5 A 又は 1 5 B において生成された第 1 の撮像信号と

10

20

30

40

50

、前記第2の撮像信号とから前記被検体2の観察画像を生成する画像生成部を形成するビデオプロセッサ5と、前記第1の波長帯域における前記光源部から前記撮像部15A又は15Bに至る第1の分光積A1が、前記第2の波長帯域における前記光源部から前記撮像部15A又は15Bに至る第2の分光積A2の50%～150%以内(つまり $0.5 \leq A1/A2 \leq 1.5$)に収まるように前記光源部から前記撮像部15A又は15Bにいたる前記第1の波長帯域の光及び前記第2の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積の値を制御する制御部を形成する制御回路27と、を有することを特徴とする。本実施形態においては、制御部は、少なくとも一方の分光積の値を制御する場合、例えば分光積A2に寄与する前記第2の波長帯域の光を発生する光源の発光強度(より正確にはその発光強度や帯域幅を含む発光特性又は分光特性)を制御又は調整する。

10

【0024】

次に本実施形態の作用を説明する。図4は内視鏡検査を行う前に、内視鏡装置1を総合的に望ましい画質の観察画像を取得できる状態に調整する処理を示す。

術者は、図1に示すように内視鏡3Aを光源装置4とビデオプロセッサ5とに接続し、内視鏡3Aの先端部7aの前に標準白色板を配置し、内視鏡装置1(を構成する光源装置4、ビデオプロセッサ5及びカラーモニタ6)の電源をONする。

すると、光源装置4の制御回路27が起動し、最初のステップS1において制御回路27は、光源装置4に接続された内視鏡3Aを、フラッシュメモリ17のIDを読み出すことにより検知(識別)する。なお、術者が光源装置4に接続された内視鏡3AのID等を読み出すよう指示入力するようにしても良い。

20

また、ステップS2において制御回路27は、フラッシュメモリ17の分光情報格納領域17aの情報を読み出すことにより、内視鏡全体の光学系の分光透過率 $T1s$ ()の情報と撮像素子としてのCCD14Aの分光感度 S ()の情報とを取得する。

【0025】

また、ステップS3において制御回路27は、光源装置4内の分光特性格納メモリ28から第1及び第2の光源を形成するLED21, 22の発光強度 Ea ()、 Eb ()の情報を取得する。また、制御回路27は、光源装置4内の光学系の分光透過率 $T1s$ ()の情報を取得する。

次のステップS4において制御回路27は、ステップS2, S3において取得した情報を用いて、第1及び第2の波長帯域での第1及び第2の分光積A1, A2を算出する。なお、第1及び第2の分光積A1, A2を算出する場合、発光強度 Ea ()、 Eb ()の情報として、例えば標準状態での駆動電流($Ia = Ias$, $Ib = Ibs$)で発光させた場合の値が用いられる。

30

また、次のステップS5において制御回路27は、算出した第1及び第2の分光積A1, A2が(3)式の条件、つまり、 $0.5 \leq A1/A2 \leq 1.5$ を満たすか否かの判定を行う。

【0026】

ステップS5の判定処理において、(3)式の条件を満たさない判定結果になる場合には、ステップS6において制御回路27は、第2の光源となるLED22の発光強度 Eb ()を変化させ、ステップS4の処理に戻る。

40

例えば、 $0.5 > A1/A2$ の判定結果の場合には、ステップS6において制御回路27は、LED駆動回路24を介してLED22を発光させる駆動電流 Ib の値を小さくする。なお、図1において、点線で示すようにLED22が発光する第2の波長帯域における一部の波長帯域の光が透過するのを制限する帯域制限フィルタF1を光路上に挿入して、第2の分光積A2を小さくするようにしても良い。

一方、 $1.5 < A1/A2$ の判定結果の場合には、ステップS6において制御回路27は、LED駆動回路24を介してLED22を発光させる駆動電流 Ib の値を大きくする。このようにして、制御回路27は、分光積A1, A2が(3)式の条件を満たすように調整する制御を行う。なお、LED22を発光強度(発光特性)させる駆動電流 Ib の可変範囲内において、(3)式の条件を満たすように調整できない場合には、LED21の

50

発光強度（発光特性）を変化させて（３）式の条件を満たすように調整する。

【 0 0 2 7 】

例えば、LED 2 2 を発光させる駆動電流 I_b の値を、可変範囲の下限値に設定しても $0.5 > A_1 / A_2$ の判定結果のままとなる場合には、LED 2 1 の発光強度（発光特性）を大きくするように駆動電流 I_a の値を調整して、（３）式の条件を満たすように調整する。

また、LED 2 2 を発光させる駆動電流 I_b の値を、可変範囲の上限値に設定しても $1.5 < A_1 / A_2$ の判定結果のままとなる場合には、LED 2 1 の発光強度（発光特性）を小さくするように駆動電流 I_a の値を調整して、（３）式の条件を満たすように調整する。

分光積 A_1 , A_2 が（３）式の条件を満たす判定結果の場合には、ステップ S 7 において制御回路 2 7 は、分光積の調整が終了した信号をビデオプロセッサ 5 の制御回路 3 6 に送信する。そして、制御回路 3 6 は、標準白色板を用いてカラーバランスさせる処理を行う。

【 0 0 2 8 】

具体的には、制御回路 3 6 は、明るさ検出回路 3 4 から出力される第 1 の照明光のもとで撮像された第 1 の画像信号の明るさ信号と、第 2 の照明光のもとで撮像された第 2 の画像信号の明るさ信号と、の明るさ情報に基づいて、2 つの明るさが等しくなるようにカラーバランス回路 3 8 における 2 つのゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b における少なくとも一方のゲインを調整する。

なお、ゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b の各出力信号が制御回路 3 6 に入力されるようにして、制御回路 3 6 がゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b の各出力信号の信号レベルが等しくなるように 2 つのゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b のゲインを調整する制御を行うようにしても良い。

また、一方のゲイン可変アンプ（例えば 3 8 a ）のゲインを基準とした値（例えば 1 ）として、他方のゲイン可変アンプ 3 8 b のゲインを調整してカラーバランスの調整（設定）を行うようにしても良い。

【 0 0 2 9 】

ゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b の出力信号の信号レベルが等しくなるカラーバランス状態に設定する処理が終了すると、初期設定における調整処理が終了し、ステップ S 8 に示すように内視鏡検査を開始することができる状態となる。つまり、図 4 の初期設定における調整処理は終了する。

術者は、続いて内視鏡検査を行う。術者は、内視鏡 3 A を被検体 2 内に挿入して内視鏡検査を開始する。

図 5 は、内視鏡検査を行う場合の動作説明用のタイミング図を示す。光源装置 4 内の第 1 の照明光と第 2 の照明光とをそれぞれ発生する LED 2 1 , 2 2 は交互に発光、発光停止（消灯）を繰り返す。例えば時間 $t_1 \sim t_2$, $t_4 \sim t_6$ の各第 1 の照明期間 T_1 では LED 2 1 が発光し、かつ、LED 2 2 は消灯する。また、時間 $t_2 \sim t_4$, $t_6 \sim t_8$ の各第 2 の照明期間 T_2 では LED 2 2 が発光し、かつ、LED 2 1 は消灯する。第 1 の照明期間 T_1 が終了した時間 t_2 , t_6 において、CCD ドライバ 3 1 は CCD 駆動信号を出力し、CCD 1 4 A は、被検体 2 を撮像した第 1 の撮像信号を出力する。なお、CCD 駆動信号の出力期間（時間 $t_2 \sim t_3$, $t_6 \sim t_7$ ）は、図 5 に示す例では照明期間 T_1 又は T_2 より短い期間となっているが、等しい期間に設定しても良い。

【 0 0 3 0 】

同様に第 2 の照明期間 T_2 が終了した時間 t_4 , t_8 において、CCD ドライバ 3 1 は CCD 駆動信号を出力し、CCD 1 4 A は、被検体 2 を撮像した第 2 の撮像信号を、出力期間（時間 $t_4 \sim t_5$, $t_8 \sim t_9$ ）出力する。

第 1 の撮像信号、第 2 の撮像信号は、CDS 回路 3 2 によりそれぞれ第 1 の画像信号、第 2 の画像信号に変換され、A/D 変換回路 3 3、マルチプレクサ 3 5 を経て第 1 メモリ 3 7 a、第 2 メモリ 3 7 b に交互に格納される。

10

20

30

40

50

例えば時間 $t_2 \sim t_3$, $t_6 \sim t_7$ の第 1 の撮像信号は、第 1 の画像信号となり、第 1 メモリ 37 a に格納される。

また、時間 $t_4 \sim t_5$, $t_8 \sim t_9$ の第 2 の撮像信号は、第 2 の画像信号となり、第 2 メモリ 37 b に格納される。

第 1 メモリ 37 a は、時間 $t_2 \sim t_3$ の第 1 の画像信号を、第 2 メモリ 37 b が時間 $t_4 \sim t_5$ の第 2 の画像信号を格納し始めるまで保持し、第 2 メモリ 37 b が第 2 の画像信号を出力可能な時間になると、第 1 メモリ 37 a と第 2 メモリ 37 b は、1 フレーム期間 T となる時間 $t_4 \sim t_8$ ($= T_1 + T_2$) に同時化された第 1 の画像信号 (図 5 では I_{a1}) と第 2 の画像信号 (図 5 では S_{b1}) とを後段のカラーバランス回路 38 側に出力する。

10

【0031】

なお、第 1 メモリ 37 a と第 2 メモリ 37 b は、時間 $t_6 \sim t_7$ の第 1 の画像信号と、時間 $t_8 \sim t_9$ の第 2 の画像信号とを次のフレーム期間 (時間 $t_8 \sim$ 図示略) に同時化された第 1 の画像信号 (図 5 では S_{a2}) と第 2 の画像信号 (図 5 では S_{b2}) とを後段のカラーバランス回路 38 に出力し、カラーバランス回路 38 によりカラーバランス状態のゲインに設定されたゲイン可変アンプ 38 a , 38 b を経た第 1 の画像信号、第 2 の画像信号は D/A 変換回路 39 a , 39 b に出力される。

D/A 変換回路 39 a , 39 b から出力される第 1 の画像信号と第 2 の画像信号とはカラーモニタ 6 の G , R チャンネルに入力し、カラーモニタ 6 の表示面に、第 1 の画像及び第 2 の画像からなる観察画像が表示される。

20

上述したように本実施形態においては、(3) 式を満たすように分光積 A_1 , A_2 を設定しているので、本実施形態によれば、総合的に所定の画質以上の良好な画質の観察画像が得られる。このため、術者は観察画像を観察することにより、処置を円滑に行うことができる。

上述した第 1 の実施形態においては、第 1 の照明光に対する第 2 の照明光として、第 1 の照明光よりも長波長側の照明光を用いた場合を説明したが、例えば第 1 の照明光よりも短波長側の第 3 の照明光を用いる第 1 変形例の場合にも適用することができる。

【0032】

この場合には、図 1 において、第 2 の照明光を発生する LED 22 の代わりに、第 3 の照明光を発生する LED 23 を配置すれば良い。この LED 23 は、例えば図 2 における 2 点鎖線で示すような発光強度 E_c を有する。

30

この場合には、図 1 における第 2 メモリ 37 b は、LED 23 の照明の下で撮像された第 3 の撮像信号に対応する第 3 の画像信号を格納し、この第 2 メモリ 37 b から出力される第 3 の画像信号は、カラーモニタ 6 の B チャンネルに入力するようによれば良い。本変形例の場合には、図 4 の調整処理は、図 6 のようになる。図 6 の処理は、図 4 におけるステップ $S_3 \sim S_6$ における第 2、第 2 の分光積 A_2 をそれぞれ第 3、第 3 の分光積 A_3 等に置換した内容のステップ $S_3 \sim S_6$ になっている。

具体的には、図 4 のステップ S_3 における「第 2 の光源」を「第 3 の光源」に変更するとともに、「 E_b ()」を「 E_c ()」に変更したステップ S_3 にしている。また、図 4 のステップ S_4 における「第 2 の波長」を「第 3 の波長」に変更するとともに、「第 2 の分光積 A_2 」を「第 3 の分光積 A_3 」に変更したステップ S_4 にしている。

40

【0033】

また、図 4 のステップ S_5 における「 A_2 」を「 A_3 」に変更に変更したステップ S_5 にしている。つまり、制御回路 27 (の分光積算出回路 27 a) は、

$$0.5 \quad A_1 / A_3 \quad 1.5 \quad (4)$$

を満たすか否かの判定を行う判定回路の機能を有する。

また、図 4 のステップ S_6 における「第 2」を「第 3」に変更に変更したステップ S_6 にしている。本変形例は、第 1 の実施形態と類似の効果を有する。第 3 の照明光は、第 1 の照明光よりも短波長側であるので、表層付近の血管の走行状態を把握するのに適する。そして、本変形例によれば、表層付近の血管の走行状態を把握するのに適した画質の

50

良い観察画像を取得することができる。

次に第1の照明光、第2の照明光、及び第3の照明光を用いて観察画像を取得する第2変形例の内視鏡装置1Bを説明する。

図7は第2変形例の内視鏡装置1Bの構成を示す。この内視鏡装置1Bは、内視鏡3A、3Bと、光源装置4Bと、ビデオプロセッサ5Bと、カラーモニタ6とを有する。

【0034】

この内視鏡装置1Bは、図1の内視鏡装置1の光源装置4においてさらに第3の光源となる第3のLED23とダイクロイックミラー25bとを設けた光源装置4Bを備える。

LED駆動回路24からの駆動信号により発光する第3のLED23は、図2の2点鎖線で示す発光強度 E_c ()を有する第3の波長帯域の狭帯域光により形成される第3の照明光を発生する。この第3の照明光の光路上に配置されたダイクロイックミラー25bにより、第3の波長帯域の光が選択的に反射され、反射された光路上に対向するダイクロイックミラー25aを選択的に透過し、対向する集光レンズ26により集光されてライトガイド11Aに入射される。

LED22の第2の照明光は、その光路上に配置されたダイクロイックミラー25bを選択的に透過し、上述したように更にダイクロイックミラー25aを選択的に透過し、対向する集光レンズ26により集光されてライトガイド11Aに入射される。

ビデオプロセッサ5Bは、図1のビデオプロセッサ5においての2系統の画像処理回路を3系統の画像処理回路に変更した構成にしている。

【0035】

具体的には、図1のビデオプロセッサ5における2接点を切り替えるマルチクレクサ35を、3接点を切り替えるマルチクレクサ35に変更し、第1及び第2の画像信号を格納する第1及び第2メモリ37a、37bを備えるメモリ回路37を第1、第2及び第3の画像信号を第1、第2及び第3メモリ37a、37b、37c備えるメモリ回路37に変更している。

また、図1のビデオプロセッサ5におけるメモリ回路37から第1及び第2の画像信号が入力されるゲイン可変アンプ38a、38bを備えるカラーバランス回路38を、第1、第2及び第3の画像信号が入力されるゲイン可変アンプ38a、38b、38cを備えるカラーバランス回路38に変更し、2つのD/A変換回路39a、39bを備えるD/A変換部39を、3つのD/A変換回路39a、39b、39cを備えるD/A変換部39に変更した構成となっている。そして、ビデオプロセッサ5Bは、D/A変換回路39cから出力する第3の画像信号を、カラーモニタ6のBチャンネルに入力するようにしている。

【0036】

また、本変形例においては、明るさ検出回路34は、第1、第2の3の画像信号の平均の明るさを検出する他に、第3の画像信号の平均の明るさを検出し、各明るさ信号を調光回路40と制御回路36に出力する。

また、本変形例においては、光源装置4Bの制御回路27は、第1及び第2の分光積 A_1 、 A_2 を算出し、(3)式の条件を満たすように調整する制御動作を行うと共に、第3の波長帯域の第3の照明光を用いて撮像する場合の第3の分光積 A_3 を算出し、上述した(4)式の条件を満たすように第3の照明光の分光特性を調整する制御動作を行う。なお、分光特性格納メモリ28は、第1の実施形態におけるLED21、22の発光特性の情報他に、LED23の発光特性の情報も格納している。また、分光特性格納メモリ28は、光源装置4B内のダイクロイックミラー25a、25b、集光レンズ26の分光透過率 T_{1s} ()の情報を格納している。

本変形例においては、制御回路27は更に、以下の条件

$$1/A_3 \quad 1/A_2 \quad (\text{又は} \quad 1/A_3 / A_2) \quad (5)$$

を満たすか否かの判定を行い、この条件を満たすように第2又は第3の照明光の分光特性を調整する制御動作を行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

その他の構成は、第 1 の実施形態において説明した構成と同じであり、その説明を省略する。

上記の (5) 式の条件は、以下のような理由により設定される。第 3 の照明光は、可視帯域における青色の波長帯域に属する短波長帯域であり、分光感度 S () が低下し易く、ノイズの影響を受け易い。

このため、(5) 式のように、第 3 の分光積 A_3 が第 2 の分光積 A_2 よりも大きくなるように設定することにより、カラーバランスさせる場合に必要となる、ゲイン可変アンプ 38c のゲインの値を抑制することにより、ノイズが増大することを抑制し、良好な画質を確保できるようにする。これに対して、分光積 A_3 が分光積 A_2 に比較して小さくなると、カラーバランスさせる場合、ゲイン可変アンプ 38b のゲインの値よりもイン可変アンプ 38c のゲインの値を大きくすることが必要になってしまう。

次に本変形例における内視鏡検査前の調整処理を、図 8 を参照して説明する。

【 0 0 3 8 】

図 8 におけるステップ S_1 , S_2 の処理は、図 4 におけるステップ S_1 , S_2 の処理と同じである。ステップ S_2 の次のステップ S_{11} において制御回路 27 は、光源装置 4B の第 1 , 第 2 及び第 3 の光源をそれぞれ形成する LED 21 , 22 , 23 の発光強度 E_a () , E_b () , E_c () の情報を発光特性格納メモリ 28 から取得する。また、制御回路 27 は、光源装置 4B における光学系の分光透過率 T_{1s} () の情報を発光特性格納メモリ 28 から取得する。

そして、次のステップ S_{12} において制御回路 27 (の分光積算出回路 27a) は、第 1 , 第 2 及び第 3 の波長帯域の照明光のもとで CCD 14A が撮像する場合の第 1 , 第 2 及び第 3 の分光積 A_1 , A_2 , A_3 を算出する。

次のステップ S_5 において制御回路 27 は、前のステップ S_{12} において算出した第 1 及び第 2 の分光積 A_1 , A_2 が (3) 式の条件、つまり、 $0.5 A_1 / A_2 > 1.5$ を満たすか否かの判定を行う。

【 0 0 3 9 】

ステップ S_5 の判定処理において、(3) 式の条件を満たさない判定結果になる場合には、ステップ S_6 において制御回路 27 は、第 2 の光源となる LED 22 の発光強度 E_b () 等の分光特性を変化させ、ステップ S_{11} の処理に戻る。図 4 において説明したように駆動電流 I_b を増加、又は減少させて、(3) 式の条件を満たすように調整する。なお、駆動電流 I_b の可変範囲内において、(3) 式の条件を満たすように調整できない場合には、駆動電流 I_a を調整して (3) 式の条件を満たすように調整する。

ステップ S_5 において (3) 式の条件を満たす判定結果が得られた場合には、ステップ S_{13} において制御回路 27 は、ステップ S_{12} において算出した第 1 及び第 3 の分光積 A_1 , A_3 が (4) 式の条件、つまり、 $0.5 A_1 / A_3 > 1.5$ を満たすか否かの判定を行う。

ステップ S_{13} の判定処理において、(4) 式の条件を満たさない判定結果になる場合には、ステップ S_{14} において制御回路 27 は、第 3 の光源となる LED 23 の発光強度 E_b () 等の分光特性を変化させ、ステップ S_{11} の処理に戻る。図 4 において説明したように駆動電流 I_b を増加、又は減少させて、(4) 式の条件を満たすように調整する。なお、駆動電流 I_b の可変範囲内において、(4) 式の条件を満たすように調整できない場合には、駆動電流 I_a を調整して (4) 式の条件を満たすように調整する。

【 0 0 4 0 】

ステップ S_{13} の判定処理において、(4) 式の条件を満たす判定結果になる場合には、ステップ S_{15} において制御回路 27 は、ステップ S_5 , S_{13} において (3) 式及び (4) を満たす、分光積 A_2 , A_3 が (5) 式の条件、つまり $1 / A_3 > 1 / A_2$ を満たすか否かの判定を行う。

ステップ S_{15} の判定処理において、(5) 式の条件を満たさない判定結果になる場合には、ステップ S_{16} において制御回路 27 は、第 2 の光源又は第 3 の光源の発光強度等

10

20

30

40

50

の分光特性を変化させ、ステップ S 1 1 の処理に戻る。

ステップ S 1 5 の判定処理において、(5) 式の条件を満たす判定結果になる場合には、図 4 の場合と同様にステップ S 7 において制御回路 2 7 は、標準白色板を用いてカラーバランスさせる処理を行う。

但し、図 4 においては、明るさ検出回路 3 4 から出力される第 1 の照明光のもとで撮像された第 1 の画像信号の明るさ信号と、第 2 の照明光のもとで撮像された第 2 の画像信号の明るさ信号と、の明るさ情報に基づいて、2 つの明るさが等しくなるようにカラーバランス回路 3 8 における 2 つのゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b における少なくとも一方のゲインを調整していた。

【 0 0 4 1 】

これに対して本変形例においては、明るさ検出回路 3 4 から出力される第 1 の画像信号の明るさ信号及び第 2 の画像信号の明るさ信号の他に、第 3 の照明光のもとで撮像された第 3 の画像信号の明るさ信号の明るさ情報に基づいて、3 つの明るさが等しくなるようにカラーバランス回路 3 8 における 3 つのゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c における少なくとも 2 つのゲインを調整する。

ゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c の出力信号の信号レベルが等しくなるカラーバランス状態に設定する処理が終了すると、初期設定における調整処理が終了し、ステップ S 8 に示すように内視鏡検査を開始することができる状態となる。つまり、図 8 の初期設定における調整処理は終了する。

図 9 は、図 8 のカラーバランスさせる処理が終了し、内視鏡検査を行う場合の動作を説明するタイミング図を示す。

図 9 のタイミング図は、図 5 のタイミング図が第 1 及び第 2 の照明光を交互に発光させたものを、第 1 , 第 2 及び第 3 の照明光を順次発光させたものに変更したタイミング図となっている。

【 0 0 4 2 】

具体的には、第 1 の実施形態と同様に L E D 2 1 を第 1 の照明期間 T 1 だけ発光させた後、L E D 2 2 を第 2 の照明期間 T 2 だけ発光させるが、本変形例では第 2 の照明期間 T 2 の後、L E D 2 3 を第 3 の照明期間 T 3 だけ発光させるように、3 つの L E D 2 1 , 2 2 , 2 3 を順次発光させる。なお、各照明期間は等しく、 $T 1 = T 2 = T 3$ である。

図 9 に示すように L E D 2 1 は、時間 $t 1 \sim t 2$, $t 1 2 \sim t 1 4$, ... のように発光し、L E D 2 2 は、時間 $t 2 \sim t 1 0$, $t 1 4 \sim t 1 6$, ... のように発光し、L E D 2 3 は、時間 $t 1 0 \sim t 1 2$, $t 1 6 \sim t 1 8$, ... のように発光する。

また、照明期間 $T i$ ($i = 1, 2, 3$) の終了に同期して、C C D ドライバ 3 1 は、駆動信号を C C D 1 4 A に印加し、C C D 1 4 A は、時間 $t 2 \sim t 3$, $t 1 0 \sim t 1 1$, $t 1 2 \sim t 1 3$, $t 1 4 \sim t 1 5$, $t 1 6 \sim t 1 7$, ... において、第 1 の撮像信号、第 2 の撮像信号、第 3 の撮像信号、第 1 の撮像信号、第 2 の撮像信号、... を順次出力する。

【 0 0 4 3 】

第 1 の実施形態と同様に第 1 メモリ 3 7 a と第 2 メモリ 3 7 b は、第 1 の撮像信号と第 2 の撮像信号にそれぞれ対応する第 1 の画像信号と第 2 の画像信号を格納し、本変形例ではさらに第 3 メモリ 3 7 c は、第 3 の撮像信号に対応する第 3 の画像信号を格納する。

また、第 1 メモリ 3 7 a、第 2 メモリ 3 7 b 及び第 3 メモリ 3 7 a は、図 9 に示すように最初の照明期間 T 1 ($t 1 \sim t 2$) , T 2 ($t 2 \sim t 3$) , T 3 ($t 1 0 \sim t 1 2$) において取得した画像信号を同時化して、1 フレーム期間 T となる時間 $t 1 2 \sim t 1 8$ ($= T 1 + T 2 + T 3$)、第 1 の画像信号 S a 1、第 2 の画像信号 S b 1 及び第 3 の画像信号 S c 1 を後段側に出力する。なお、これらの画像信号の次に、次の照明期間 T 1 ($t 1 2 \sim t 1 4$) , T 2 ($t 1 4 \sim t 1 6$) , T 3 ($t 1 6 \sim t 1 8$) において取得した画像信号は同時化され、第 1 の画像信号 S a 2、第 2 の画像信号 S b 2 及び第 3 の画像信号 S c 2 が同時に出力される。

本変形例においても、第 1 の実施形態と同様の効果を有する。なお、第 1 の実施形態においては、2 つの異なる波長帯域において取得される観察画像の画質として S N R の良い

10

20

30

40

50

画像を取得できるのに対して、本変形例によれば、3つの異なる波長帯域において取得される観察画像の画質としてSNRの良い画像を取得できる。

次に本発明の第2の実施形態を説明する。

【0044】

(第2の実施形態)

図10は、本発明の第2の実施形態の内視鏡装置1Cの構成を示す。第1の実施形態(及び第1変形例)においては、モノクロの撮像素子を備えた内視鏡3A, 3Bの場合において説明したが、本実施形態は、光学的に色分離するカラーフィルタを有する撮像素子を搭載した内視鏡を備える。

図10に示すように内視鏡装置1Cは、内視鏡3A, 3Bと、光源装置4Bと、ビデオプロセッサ5Cと、カラーモニタ6とを備える。

内視鏡3Aは、図1の内視鏡3Aにおいて、CCD14Aの撮像面の前にカラーフィルタ41Aが設けられた構成となっている。

図11は、本実施形態におけるカラーフィルタ41Aを構成するRフィルタ41r、Gフィルタ41g、Bフィルタ41bの分光透過率の特性を示す。なお、図11におけるLED21, 22, 23の発光強度 E_a (), E_b (), E_c (), は、図2において示したものと同一である。

【0045】

また、内視鏡3Bは、図1の内視鏡3Bにおいて、CCD14Bの撮像面の前にカラーフィルタ41Aとは特性が異なるカラーフィルタ41Bが設けられた構成となっている。

また、本実施形態におけるフラッシュメモリ17内の分光情報格納領域17aは、上述した分光情報格納領域17aの分光情報の他に、カラーフィルタ41Aの分光透過率の情報を格納している。なお、以下の説明では、カラーフィルタ41Aを備えたCCDを符号14Aを用いて説明する。つまり、CCD14Aの分光感度 S_a ()は、CCD14Aの分光感度 S_a ()にカラーフィルタ41Aの分光透過率(つまり、図11に示すRフィルタ41r、Gフィルタ41g、Bフィルタ41bの分光透過率(それぞれR(), G(), B()で示す)を乗算した特性に等しい。そして、概略の分光感度 S_a ()は、Rフィルタ41rの分光透過率に近い特性の画素と、Gフィルタ41gの分光透過率に近い特性を持つ画素と、Bフィルタ41bの分光透過率に近い特性の画素とを備えた特性となる。

【0046】

また、本実施形態においては、光源装置4Bは、図7の光源装置4Bと同じ構成である。但し、本実施形態においては、図12に示すようにLED駆動回路24はLED21とLED22とを交互に発光させ、LED23を常時発光(換言すると連続発光)させる。なお、図12においては、LED21~23が発光した場合のHレベルの照明光L1~L3の照明期間を、発光の順序の情報を付けて示す。

例えば、第1のLED21は、時間 $t_1 \sim t_2$ で1回目の発光(照明)をするためにその発光期間(又は照明期間)をL1-1で示し、時間 $t_3 \sim t_4$ で2回目の発光をするためにその発光期間(又は照明期間)をL1-2で示す。

同様に、第2のLED22は、時間 $t_2 \sim t_3$ で1回目の発光をするためにその発光期間(又は照明期間)をL2-1で示し、時間 $t_4 \sim t_5$ で2回目の発光をするためにその発光期間(又は照明期間)をL2-2で示す。

また、第3のLED23は、常時発光するが、時間 $t_1 \sim t_2$ で1回目の発光をするためにその発光期間(又は照明期間)をL3-1で示し、時間 $t_2 \sim t_3$ で2回目の発光をするためにその発光期間(又は照明期間)をL3-2で示す。

【0047】

また、本実施形態におけるビデオプロセッサ5Cは、このビデオプロセッサ5Cに接続されたカラーフィルタ(図10では41A)を備えた撮像素子(図10ではCCD14A)に対応した信号処理を行う。

10

20

30

40

50

CCD14A から出力される撮像信号は、CDS回路32を経て信号成分が抽出された画像信号となり、色分離回路42によりカラーフィルタ41AにおけるRフィルタ41r、Gフィルタ41g、Bフィルタ41bの配列に応じた3つのR、G、Bチャンネルの画像信号に分離される。

色分離回路42により分離されたG、R、Bチャンネル(図10ではGch、Rch、Bchと略記)の画像信号は、A/D変換回路33a、33b、33cと、明るさ検出回路34とに入力される。

図12は、G、R、Bチャンネルの画像信号を具体的に示す。例えば、LED21による第1の照明光L1の1回目の照明期間L1-1が終了して、LED22による第2の照明光L2の1回目の照明期間L2-1が開始する期間において、色分離回路42は、Gチャンネルの画像信号としてIG1(L1-1)、Rチャンネルの画像信号としてIR1(L1-1)、Bチャンネルの画像信号としてIB1(L3-1)をそれぞれ後段側に出力する。

10

【0048】

また、LED22による第2の照明光L2の1回目の照明期間L2-1が終了して、LED21による第1の照明光L1の2回目の照明期間L1-2が開始する期間において、色分離回路42は、Gチャンネルの画像信号としてIG2(L2-1)、Rチャンネルの画像信号としてIR2(L2-1)、Bチャンネルの画像信号としてIB2(L3-2)をそれぞれ後段側に出力する。

なお、本実施形態においては、図11の主要な分光特性を考慮して、第1の照明光L1の照明光の下で被検体2からの戻り光を受光した場合、Gチャンネルの画像信号とRチャンネルの画像信号とを、以下に説明する加算回路43により加算して、Gチャンネルの画像信号を生成する。

20

A/D変換回路33a、33b、33cにより変換されたデジタルの画像信号は、メモリ回路37の第1メモリ37a、第2メモリ37b、第3メモリ37cにそれぞれ格納される。

【0049】

メモリ回路37の第1メモリ37a、第2メモリ37b、第3メモリ37cにより同時化された画像信号は、加算回路43を経てカラーバランス回路38のゲイン可変アンプ38a、38b、38cに入力されると共に、制御回路36にも入力される。

30

例えば、上記照明期間L2-1が開始する期間において色分離回路42から出力されるGチャンネルの画像信号IG1(L1-1)、Rチャンネルの画像信号IR1(L1-1)、Bチャンネルの画像信号IB1(L3-1)は、図12において、第1メモリ入力、第2メモリ入力、第3メモリ入力により示すようにそれぞれ第1メモリ37a、第2メモリ37b、第3メモリ37cに格納される。

また、上記照明期間L2-1の次の照明期間L1-2が開始する期間において色分離回路42から出力されるGチャンネルの画像信号IG2(L2-1)、Rチャンネルの画像信号IR2(L2-1)、Bチャンネルの画像信号IB1(L3-2)は、図12において、第1メモリ入力、第2メモリ入力、第3メモリ入力により示すようにそれぞれ第1メモリ37a、第2メモリ37b、第3メモリ37cに格納される。

40

【0050】

第1メモリ37a、第2メモリ37b、第3メモリ37cは、照明期間L1-1と照明期間L2-1とにおいて格納した画像信号を同時化して出力する。この場合、第1の照明光L1の場合において取得した画像信号IG1(L1-1)とIR1(L1-1)は、第2の照明光L2の場合における画像信号IG2(L2-1)とIR2(L2-1)に比較して信号レベルが大きいので、図12に示すように加算回路は、両画像信号IG1(L1-1)とIR1(L1-1)を加算して出力する(図12ではIG1+IR1と略記)。なお、第2の照明光L2の場合における画像信号は、IR2(L2-1)のみと近似している。

照明期間L1-2が終了した時間t4以降の動作は、照明期間L1-1が終了した時間

50

t 2 ~ t 4 を周期 T とした動作の繰り返しとなる。

カラーバランス回路 3 8 のゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c のゲインは、第 1 の実施形態において説明したように標準白色板を用いて調整される。本実施形態においては、G チャンネルの画像信号として、加算した画像信号を採用するため、制御回路 3 6 は、G チャンネルの加算した画像信号を参照して、3 つのゲイン可変アンプ 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c のゲインを調整する。

【 0 0 5 1 】

カラーバランス回路 3 8 から出力される 3 つの画像信号は、D / A 変換部 3 9 の 3 つの D / A 変換回路 3 9 a , 3 9 b , 3 9 c を経て、カラーモニタ 6 の G , R , B のチャンネルに入力される。そして、カラーモニタ 6 の表示面に、CCD 1 4 A により撮像された被検体 2 の生体組織の表層付近の血管の走行状態の観察画像が内視鏡画像として表示される。

10

その他の構成は、上述した第 1 の実施形態とほぼ同様である。

本実施形態における内視鏡検査を行う前の調整処理は、図 8 に示した処理と殆ど同じである。

但し、本実施形態における (1) 式の第 1 の分光積 A 1

$$A 1 = S a () E a () T l s () T e n () d (1)$$

における分光感度 S a () は、分光感度 S a () に置換され、これは

$$S a () = G () + R ()$$

により近似される。また、調整処理が終了後の内視鏡検査を行う場合の動作のタイミング図は図 1 2 に示すようになる。

20

【 0 0 5 2 】

本実施形態は、第 1 の実施形態と同様の効果を有する。また、本実施形態によれば、第 1 の照明光 L 1 のもとで撮像を行う場合には、カラーフィルタ 4 1 A における R フィルタ 4 1 r 、 G フィルタ 4 1 g 、 B フィルタ 4 1 b の分光透過率の特性を考慮して、加算信号を用いて観察画像を生成する処理を行うようにしているので、S N R の良い画質の観察画像を生成できる。

上述した実施形態においては、実際に使用する内視鏡装置 1 等の場合において、実際に使用する光源装置が発生する複数の波長帯域の照明光の場合において、実際に使用する内視鏡の撮像素子等の特性を考慮して、(3) 式、(4) 式、及び (5) 式を満たすように主に、光源装置における L E D の特性を調整した。

30

これに対して、以下に説明するように各種の内視鏡、各種の光源装置における光学的情報をデータベースに登録しておき、内視鏡検査を行う病院の術者は、その病院が有する複数の内視鏡、複数の光源装置から内視鏡検査を行う場合の条件に適する組み合わせの内視鏡及び光源装置を決定するようにしても良い。

【 0 0 5 3 】

図 1 3 は、所定の内視鏡検査を行うのに適した内視鏡及び光源装置を決定する処理を示す。

例えば、メーカーのデータベース作成者は、最初のステップ S 2 1 において、このメーカーが製造した各種の内視鏡、各種の光源装置の光学的特性を、データベース装置を構成するハードディスク装置等に記録し、光学的特性のデータベースを作成する。このデータベース装置のデータベースは、通信線や、インターネット等により、参照できるようにする。

40

次のステップ S 2 2 において病院において所定の内視鏡検査を行おうとする術者は、データベース装置から所定の内視鏡検査に適した情報を取得するために、データベース装置に対して、所定の内視鏡検査において使用する第 1 の照明光 L 1 の波長帯域 W 1 と、第 2 の照明光 L 2 の第 2 の波長帯域 W 2 、第 3 の照明光 L 3 の第 3 の波長帯域 W 3 の設定 (入力) を、端末装置のキーボードなどから行う。なお、端末装置として、光源装置に設けられた操作パネルやビデオプロセッサに設けられた操作パネルを利用しても良い。

【 0 0 5 4 】

50

次のステップ S 2 3 においてデータベース装置は、ステップ S 2 2 の照明光の条件に該当する光源装置を抽出して、端末装置等の表示装置に表示する。なお、表示装置としてカラーモニタ 6 を利用しても良い。術者は、表示装置に表示された光源装置のリストから病院が有する光源装置を抽出し、使用可能な光源装置の候補とする設定を行う。なお、使用可能な光源装置が 1 つの場合には、使用可能な光源装置が決定される。

また、次のステップ S 2 4 においてデータベース装置は、ステップ S 2 2 の照明光の条件に該当する内視鏡を抽出して、端末装置等の表示装置に表示する。術者は、表示装置に表示された内視鏡のリストから病院が有する内視鏡を抽出し、使用可能な内視鏡の候補とする設定を行う。なお、使用可能な内視鏡が 1 つの場合には、使用可能な内視鏡が決定される。

次のステップ S 2 5 において術者は、使用可能な光源装置（の候補）と使用可能な内視鏡（の候補）において、照明光 L 1 , L 2 , L 3 の各波長帯域においての分光積を算出するように入力する。そして、表示装置には、算出された分光積が表示される。

【 0 0 5 5 】

この場合、データベース装置に対して、データベース装置が分光積を算出するように入力するようにしても良いし、端末装置において、分光積を算出するプログラムを搭載し、端末装置において、分光積を算出するようにしても良い。

次のステップ S 2 6 において術者は、算出された分光積において、(3) 式、(4) 式、及び(5) 式を最も適切に満たす組み合わせの光源装置、内視鏡を抽出し、所定の内視鏡検査を行う内視鏡装置において実際に使用する光源装置、内視鏡とする。そして、図 1 3 の処理を終了する。なお、2 つの波長帯域の光を用いて所定の内視鏡検査を行う場合には、(3) 式又は(4) 式を満たす組み合わせの光源装置及び内視鏡を抽出又は選択すれば良い。

【 0 0 5 6 】

図 1 3 のように行うと、使用可能な光源装置、内視鏡から、(3) 式、(4) 式、及び(5) 式を最も適切に満たす組み合わせの光源装置、内視鏡を選択して内視鏡検査に使用できるので、より適切に複数の波長帯域の光を用いて生成した観察画像の画質を総合的に向上することができる。

図 1 3 のように行うと、例えば使用可能な内視鏡が複数、存在する場合、それぞれに搭載された撮像素子の分光感度 S () と、ライトガイド等の分光透過率 T () の情報を含めて、それぞれ分光積 A を算出するため、第 1 の実施形態のように主に光源装置による分光特性のみから(3) 式、(4) 式、及び(5) 式を満たすように設定する場合よりも、適切に(3) 式、(4) 式、及び(5) 式を満たすように設定し易い。

また、(3) 式、(4) 式の条件をより厳しくした場合においても、これらの条件を満たすように設定し易い。例えば(3) 式を満たす組み合わせのもの複数存在する場合、(3) 式よりも厳しい条件を満たす組み合わせのものに決定するようにしても良い。

【 0 0 5 7 】

例えば、 $0.5 < C$ 、 $1.5 > D$ として $C = A_1 / A_2$ 、 D を満たす複数の内視鏡又は複数の光源装置が存在する場合、 $D - C$ の値が最も小さい組み合わせとなる内視鏡及び光源装置を採用するように決定しても良い。

【 0 0 5 8 】

なお、1 つの光源装置を使用する場合においてもその光源装置を用いて、所定の内視鏡検査を行う場合、その光源装置からデータベース装置にアクセスし、所定の内視鏡検査に使用可能な複数の内視鏡が存在するような場合（例えば図 1 , 図 1 0 の内視鏡 3 B ）、(3) 式、(4) 式、及び(5) 式等をより適切に満たす内視鏡を用いて内視鏡検査を行うようにしても良い。

例えば、図 1 0 において、2 点鎖線で示すように光源装置 4 の制御回路 2 7 は、通信線 5 1 を介してデータベース装置 5 2 にアクセスすることができるようにしている。そして、この光源装置 4 を用いて、複数の波長帯域の光を用いて所定の内視鏡検査を行う場合、その内視鏡検査を行うのに適した内視鏡を選定して内視鏡装置を決定でき、その内視鏡装

10

20

30

40

50

置により得られる観察画像の画質を総合的に向上することができるようになる。

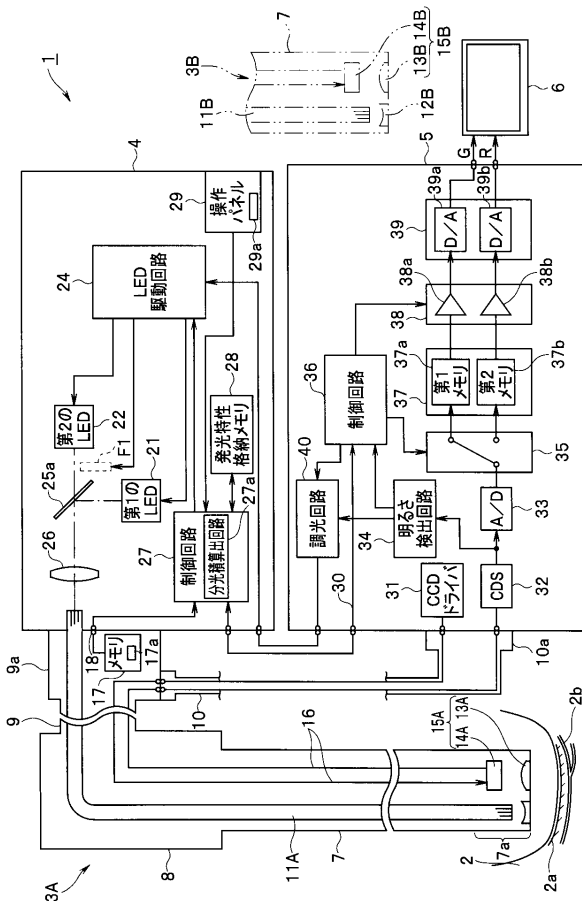
なお、上述した実施形態等において、分光積 A 1, A 2 等を算出する場合、内視鏡の種別による個体差が大きいもののみで分光積を算出するようにしても良い。

また、上述した実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

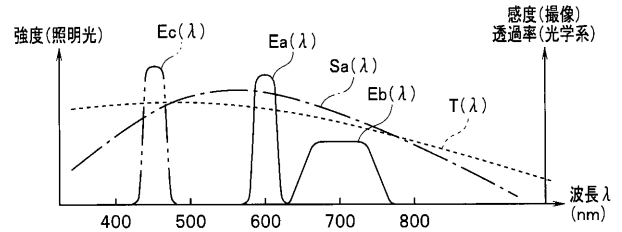
【0059】

本出願は、2015年3月17日に日本国に出願された特願2015-053688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。

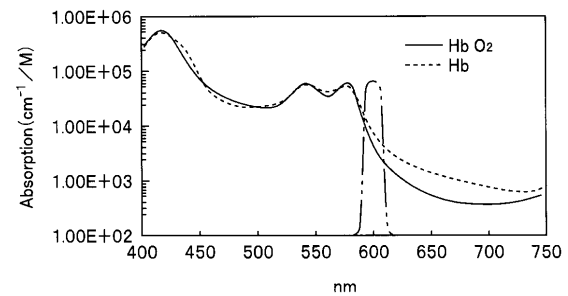
【図1】



【図2】



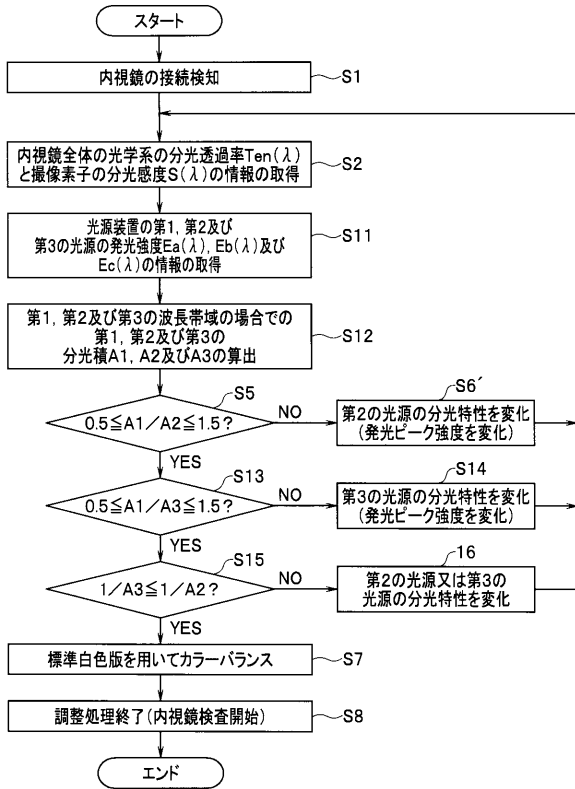
【図3A】



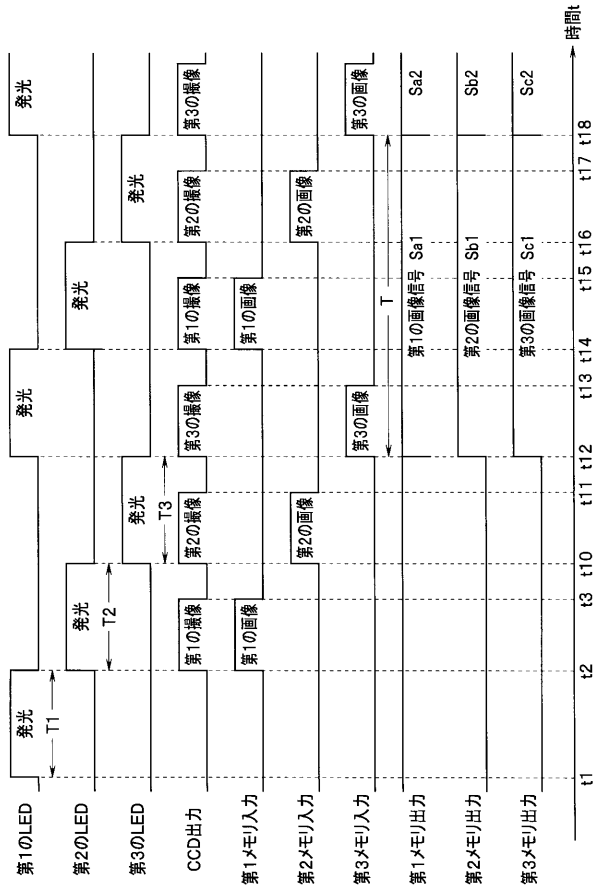
【図3B】

駆動電流 Ia, Ib	発光強度	
	Ea(λ)	Eb(λ)
I1	Ea1	Ea1
I2	Ea2	Eb2
I3	Ea3	Eb3
⋮	⋮	⋮

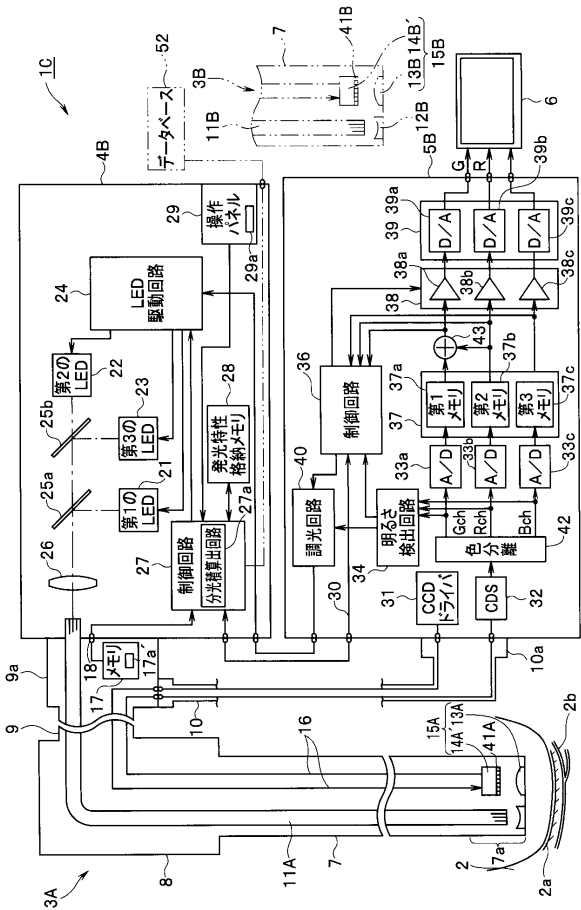
【 図 8 】



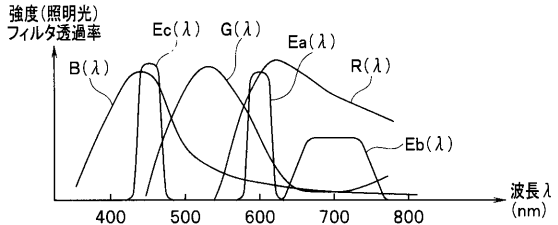
【 図 9 】



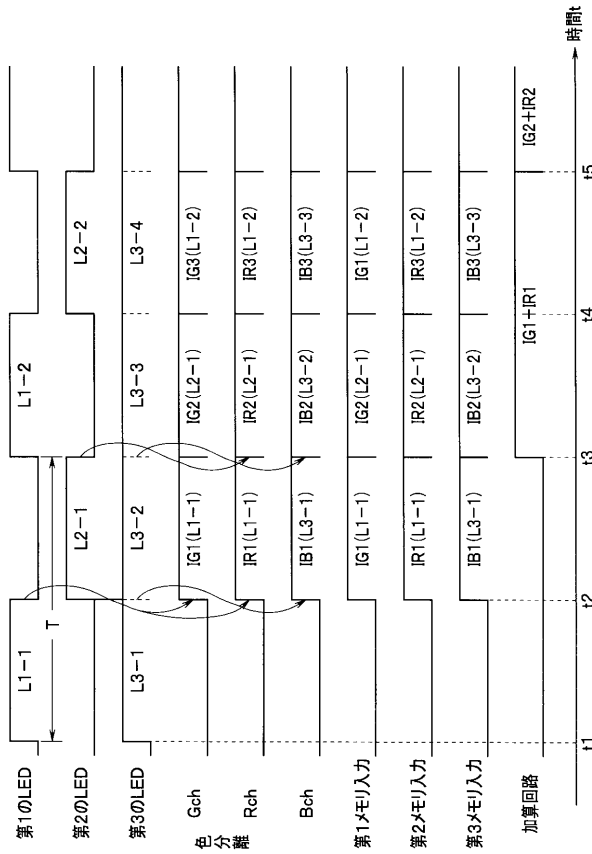
【 図 10 】



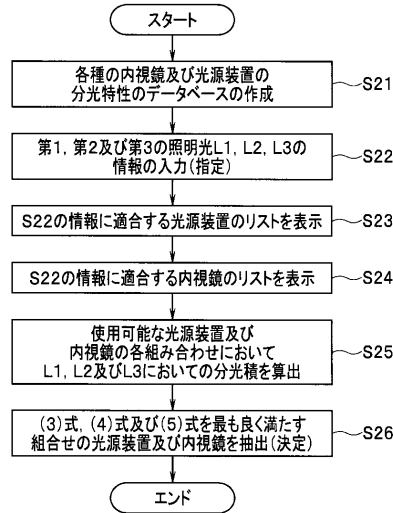
【 図 11 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成28年3月30日 (2016.3.30)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0 0 0 5

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0 0 0 5 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、ヘモグロビンを有する被検体に照射され、可視の波長帯域のうち赤色の帯域における前記ヘモグロビンの吸光特性上で極大値を含む波長から極小値を含む波長間に狭帯域の分光特性を有する第1の波長帯域の光と、前記第1の波長帯域の光よりも前記被検体における散乱特性及び前記ヘモグロビンの吸収特性が低く、かつ前記第1の波長帯域の光よりも長波長の波長帯域を有する第2の波長帯域の光とを発生する光源部と、前記被検体からの光を受光し撮像信号を生成する撮像部と、前記撮像部において前記第1の波長帯域の光が照射された前記被検体からの光を受光して生成された第1の撮像信号と、前記第2の波長帯域の光が照射された前記被検体からの光を受光して生成された第2の撮像信号とから前記被検体の観察画像を生成する画像生成部と、前記第1の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第1の分光積が、前記第2の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第2の分光積の50%～150%以内となる条件に収まるように前記光源部から前記撮像部にいたる前記第1の波長帯域の光及び前記第2の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積を制御する制御部と、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】

ヘモグロビンを有する被検体に照射され、可視の波長帯域のうち赤色の帯域における前記ヘモグロビンの吸光特性上で極大値を含む波長から極小値を含む波長間に狭帯域の分光特性を有する第 1 の波長帯域の光と、前記第 1 の波長帯域の光よりも前記被検体における散乱特性及び前記ヘモグロビンの吸収特性が低く、かつ前記第 1 の波長帯域の光よりも長波長の波長帯域を有する第 2 の波長帯域の光とを発生する光源部と、

前記光源部からの光が照射された前記被検体からの光を受光し撮像信号を生成する撮像部と、

前記撮像部において前記第 1 の波長帯域の光が照射された前記被検体からの光を受光して生成された第 1 の撮像信号と、前記第 2 の波長帯域の光が照射された前記被検体からの光を受光して生成された第 2 の撮像信号とから前記被検体の観察画像を生成する画像生成部と、

前記第 1 の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第 1 の分光積が、前記第 2 の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第 2 の分光積の 50% ~ 150% 以内となる条件に収まるように前記光源部から前記撮像部にいたる前記第 1 の波長帯域の光及び前記第 2 の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積を制御する制御部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記第 1 の波長帯域の光及び前記第 2 の波長帯域の光のうち少なくとも一方の発光強度を制御することにより、前記条件を満たすように前記第 1 の波長帯域の光及び前記第 2 の波長帯域の光のうち少なくとも一方の分光積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】

前記第 2 の波長帯域の光は、前記第 1 の波長帯域の光よりも広帯域な光であり、かつ前記赤色もしくは近赤外の帯域の光であ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】

前記光源部は、更に前記第 1 の波長帯域の光よりも短波長側の可視の波長帯域を有する第 3 の波長帯域の光を発生し、

前記画像生成部は、前記第 1 の撮像信号と、前記第 2 の撮像信号と、前記撮像部において前記第 3 の波長帯域の光が照射された前記被検体からの光を受光して生成された第 3 の撮像信号とから前記被検体の観察画像を生成し、

前記制御部は、更に前記第 1 の分光積 A_1 及び前記第 2 の分光積 A_2 及び前記第 3 の波長帯域における前記光源部から前記撮像部に至る第 3 の分光積 A_3 が以下の第 2 の条件

$$1/A_3 \leq 1/A_2$$

を満たすように前記光源部から前記撮像部に至る前記第 1 の波長帯域の光、前記第 2 の波長帯域の光、及び前記第 3 の波長帯域の光における少なくとも 1 つの分光積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 5】

前記内視鏡装置は、撮像感度がそれぞれ異なる第 1 及び第 2 の撮像素子により形成された前記撮像部としての第 1 及び第 2 の撮像部をそれぞれ備えた第 1 及び第 2 の内視鏡と、

前記第 1 又は前記第 2 の内視鏡が着脱自在に接続され、前記第 1 の波長帯域の光を発生する第 1 の発光素子及び前記第 2 の波長帯域の光を発生する第 2 の発光素子を内蔵した光源部を内蔵した光源装置と、を備え、

前記制御部は、前記光源装置に接続された前記第 1 又は前記第 2 の内視鏡に搭載された前記第 1 又は前記第 2 の撮像部の前記撮像感度の特性を、前記撮像感度の特性を格納した情報格納部から読み出し、更に前記第 1 の発光素子及び前記第 2 の発光素子の発光特性の情報を参照して、前記第 1 及び前記第 2 の分光積を算出する分光積算出部を備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 6】

更に、前記撮像部の撮像感度又は前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光を導光するライトガイドの分光透過率が異なる複数の内視鏡と、前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光を発生する発光特性を有する光源部と、におけるそれぞれの波長に対する分光特性の情報をデータベースとして格納するデータベース装置を有し、

前記制御部は、前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光を用いて所定の内視鏡検査を行う場合、前記データベースを参照して、前記条件を満たす内視鏡を選択する処理を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

更に、前記撮像部の撮像感度又は前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光を導光するライトガイドの分光透過率が異なる複数の内視鏡と、前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光をそれぞれ発生する前記第 1 及び前記第 2 の発光素子の発光特性が異なる光源部をそれぞれ内蔵した複数の光源装置と、におけるそれぞれの分光特性の情報をデータベースとして格納するデータベース装置を有し、

前記制御部は、前記第 1 及び第 2 の波長帯域の光を用いて所定の内視鏡検査を行う場合、前記データベースを参照して、前記条件を満たす組み合わせの内視鏡と光源装置とを選択することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/074728
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(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) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26 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.
A	JP 2006-218283 A (Olympus Corp.), 24 August 2006 (24.08.2006), entire text; all drawings & US 2007/0153542 A1 & WO 2006/025334 A1 & EP 1787577 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A	1-7
A	JP 5427318 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 26 February 2014 (26.02.2014), entire text; all drawings & US 2013/0324797 A1 & WO 2013/145407 A1 & EP 2719317 A1 & CN 103717118 A	1-7
A	JP 7-116115 A (Hitachi Denshi, Ltd.), 09 May 1995 (09.05.1995), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 22 October 2015 (22.10.15)		Date of mailing of the international search report 02 November 2015 (02.11.15)
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/JP2015/074728

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-36035 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 February 2008 (21.02.2008), entire text; all drawings & US 2009/0141125 A1 & WO 2008/015826 A1 & EP 2047792 A1	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/074728	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(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 - 1/32, G02B23/24 - 23/26			
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	
A	JP 2006-218283 A (オリンパス株式会社) 2006.08.24, 全文全図 & US 2007/0153542 A1 & WO 2006/025334 A1 & EP 1787577 A1 & DE 602005026825 D & KR 10-2007-0039971 A & CN 101010029 A	1-7	
A	JP 5427318 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.02.26, 全文全図 & US 2013/0324797 A1 & WO 2013/145407 A1 & EP 2719317 A1 & CN 103717118 A	1-7	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の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 22.10.2015		国際調査報告の発送日 02.11.2015	
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) 渡▲辺▼ 純也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	
		2Q	3606

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 4 7 2 8
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
A	JP 7-116115 A (日立電子株式会社) 1995.05.09, 全文全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2008-36035 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.02.21, 全文全図 & US 2009/0141125 A1 & WO 2008/015826 A1 & EP 2047792 A1	1-7

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 BB02 CC06 HH51 JJ18 JJ19 NN01 NN05 NN07 QQ07 RR02
RR04 RR26 SS21 WW15 YY07 YY14

(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	JPWO2016147435A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016518790	申请日	2015-08-31
[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	五十嵐誠		
发明人	五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ18 4C161/JJ19 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW15 4C161/YY07 4C161/YY14		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2015053688 2015-03-17 JP		
其他公开文献	JP5974204B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置包括具有波长之间的窄带光谱特征包括从所述波长包括对血红蛋白的吸收特性的最大值最小值的第一波长带的光，比所述第一波长带的光一种光源单元，其产生第一波段的光和第二波段的光，其在对象中的血红蛋白的散射特性和吸收特性低，并且比第一波长带中的光长；一种成像单元，其产生第一成像信号和第二成像信号，所述第一成像信号是待检查对象的成像信号，所述第二成像信号是对应于第二波长带的光的对象的成像信号；首先，用于从所述第二图像拾取信号生成对象的观察图像的图像发生器，第一光谱产品到达从所述光源单元在所述第一波段中的摄像部，在所述第二波段中的光源具有从光源单元到图像拾取单元，使其在从光源单元到图像拾取单元的第二光谱产品的50%到150%之内和用于控制所述第一波长带的光的光谱产品的光和第二波长带中的至少一个的值的控制单元。

