

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年10月2日(02.10.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/156253 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/051368
- (22) 国際出願日: 2014年1月23日(23.01.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-062433 2013年3月25日(25.03.2013) JP
- (71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 金子 和真(KANEKO Kazuma); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 岩崎 智樹(IWASAKI Tomoki). 橋本 進(HASHIMOTO Susumu). 久津間 祐二(KUTSUMA Yuji). 川田 晋(KAWATA Susumu). 小藤 聡一郎(KOSHIKA Soichiro). 江藤 忠夫(ETO Tadao). 田邊 貴博(TANABE Takahiro).
- (74) 代理人: 伊藤 進(ITO Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, LT, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

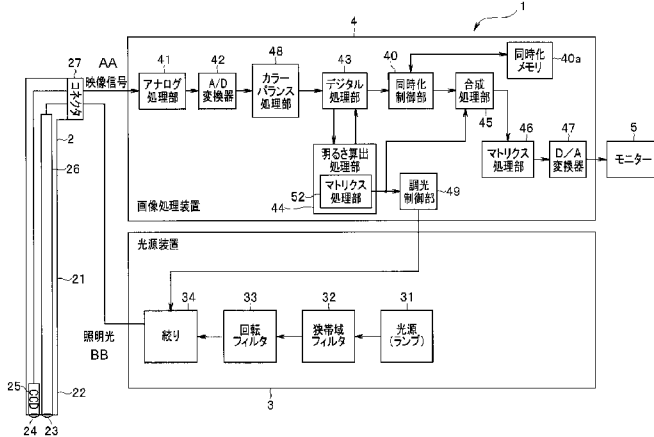
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ENDOSCOPIC DEVICE

(54) 発明の名称: 内視鏡装置

[図1]



- | | | | |
|-----|------------------------------|--------|-------------------------------|
| 3 | Light source device | 42 | A/D converter |
| 4 | Image processing device | 43 | Digital processing unit |
| 5 | Monitor | 44 | Brightness calculation unit |
| 27 | Connector | 45 | Composition processing unit |
| 31 | Light source (lamp) | 46, 52 | Matrix processing unit |
| 32 | Narrow-band filter | 47 | D/A converter |
| 33 | Rotating filter | 48 | Color balance processing unit |
| 34 | Aperture | 49 | Dimming control unit |
| 40 | Synchronization control unit | AA | Image signal |
| 40a | Synchronization memory | BB | Illumination light |
| 41 | Analog processing unit | | |

(57) Abstract: An endoscopic device comprises: an illumination unit which illuminates, in a predetermined time, light of a first band once and light of a second band multiple times; an imaging unit which outputs a first imaging signal based on illumination of the light of the first band and a second imaging signal based on illumination of the light of the second band; a clip processing unit which clips the first and second imaging signals; a brightness calculation unit which calculates a first brightness and second brightness by combining the first and second imaging signals according to the number of times of illumination of the illumination light of the second band; a composition ratio calculation unit which calculates a composition ratio according to a brightness target value and the first brightness; a composition processing unit which composites the first and second imaging signals according to the composition ratio; a dimming control unit which adjusts the amount of light of the illumination light on the basis of the brightness target value and a difference value; and a setting unit which sets a clipping level and the brightness target value according to the composition ratio.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/156253 A1



内視鏡装置は、所定時間内に第1の帯域の光を1回照明するとともに第2の帯域の光を複数回照明する照明部と、第1の帯域の光の照明に基づく第1の撮像信号及び第2の帯域の光の照明に基づく第2の撮像信号を出力する撮像部と、第1及び第2の撮像信号をクリップするクリップ処理部と、第2の帯域の照明光の照明回数に応じて第1及び第2の撮像信号を組み合わせるにより第1及び第2の明るさを算出する明るさ算出部と、明るさ目標値及び第1の明るさに応じた合成比率を算出する合成比率算出部と、合成比率に応じて第1及び第2の撮像信号を合成する合成処理部と、明るさ目標値及び差分値に基づいて照明光の光量を調整する調光制御部と、合成比率に応じてクリップレベル及び明るさ目標値を設定する設定部と、を有する。

明 細 書

発明の名称：内視鏡装置

技術分野

[0001] 本発明は、狭帯域光観察に好適な内視鏡装置に関する。

背景技術

[0002] 医療用内視鏡は観察対象部位が生体の内部であるので、体内を照明する光源装置が必要である。光源装置が発生した照明光は、内視鏡の挿入部を挿通したライトガイドを介して撮像部のある先端部から観察対象組織に照射される。

[0003] 内視鏡による観察としては、白色光等の可視光を用いた通常光観察が広く行われている。面順次式の内視鏡装置では、回転フィルタに白色光の光源を透過させることで、R、G及びBの3色の照明光を体腔内の組織に対して順次照射する。そして、R、G及びBの3色の照明光に対応する反射光画像を時分割に取得して、各反射光画像から通常光観察を行うためのカラー画像を生成する。

[0004] また、従来、照射光の波長特性を利用した種々の特殊光観察も行われている。例えば、国際公開番号WO2010/131620号には、特殊光観察として、狭帯域光観察を行うための面順次方式の撮像装置が開示されている。狭帯域光観察では、血管を高いコントラストで観察するために、血液に強く吸収され、かつ粘膜表層で強く反射・散乱される、という特長を併せ持つ光の利用に着目し、青色狭帯域光と緑色狭帯域光とを順次、生体組織に照射することにより、粘膜表層の毛細血管と深部の太い血管とのコントラストを強調表示する。

[0005] 国際公開番号WO2010/131620号の発明では、緑色の狭帯域光Gと青色の2つの狭帯域光B1及びB2を順次照射可能に構成されている。国際公開番号WO2010/131620号の撮像装置では、狭帯域光G、B1及びB2に対応する反射光画像（狭帯域画像）から作成した狭帯域光観

察画像を用いて狭帯域光観察を行うようになっている。また、国際公開番号 WO 2010/131620 号の発明では、狭帯域光 B 1 が照射された際に得られた画像と、狭帯域光 B 2 が照射された際に得られた画像と、の加算に用いられる加算量が画像の平均の明るさに基づいて決定されている。

[0006] しかし、国際公開番号 WO 2010/131620 号に開示された発明によれば、例えば、画素サイズが小さい（飽和レベルが低い）撮像素子を撮像部に搭載した場合において、当該撮像素子の画素毎の飽和レベルのばらつきに起因する狭帯域光観察画像の画質の低下が生じてしまう、という課題が生じている。

[0007] 本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、狭帯域光観察画像の画質を従来に比べて向上させることが可能な内視鏡装置を提供することを目的としている。

発明の開示

課題を解決するための手段

[0008] 本発明の一態様の内視鏡装置は、所定の時間内に、第 1 の帯域の照明光による照明を 1 回行うとともに、第 2 の帯域の照明光による照明を N 回 ($N \geq 2$ の整数) 行う照明部と、前記照明部により照明された被写体を撮像し、前記第 1 の帯域の照明光の照明に基づく第 1 の撮像信号及び前記第 2 の帯域の照明光の照明に基づく第 2 の撮像信号を出力する撮像部と、前記第 1 の撮像信号及び前記第 2 の撮像信号における輝度値の上限値を、クリップレベルに応じて制限する処理を行うクリップ処理部と、前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と K 回 ($1 \leq K < N$ の整数) の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理により第 1 の明るさを算出し、前記第 1 の帯域の照明光による照明に基づく第 1 の撮像信号と $N - K$ 回の照明に基づく第 2 の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理により第 2 の明るさを算出する明るさ算出部と、明るさ目標値と前記第 1 の明るさとの差分値に応じた合成比率を算出する合成比率算出部と、前記合成比率算出部により算出された前記合成比率を前記第 2 の明るさの元となる前記第 1 及び

第2の撮像信号に対して乗算した後、前記第1の明るさの元となる前記第1及び第2の撮像信号に合成する合成処理部と、前記明るさ目標値及び前記差分値に基づいて前記照明部に対する制御を行うことにより、前記第1の帯域の照明光の光量と、前記第2の帯域の照明光の光量と、を調整する調光制御部と、前記合成比率算出部により算出された前記合成比率に応じて前記クリップレベル及び前記明るさ目標値を設定する設定部と、を有する。

図面の簡単な説明

- [0009] [図1]本発明の実施例に係る内視鏡装置の構成の一例を示すブロック図。
[図2]光源装置に設けられた回転フィルタの構成の一例を示す図。
[図3]明るさ算出処理部の具体的な構成の一例を示すブロック図。
[図4]合成比率 a とクリップ輝度 Y_c との間の相関の一例を示す図。
[図5]合成比率 a とクリップ輝度 Y_c との間の相関の、図4とは異なる例を示す図。

発明を実施するための最良の形態

- [0010] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。
- [0011] 図1から図5は、本発明の実施例に係るものである。図1は、本発明の実施例に係る内視鏡装置の構成を示すブロック図である。
- [0012] 図1に示すように、内視鏡装置1は、被検体としての生体の内部を観察するための内視鏡2と、生体の内部の観察を行うために狭帯域の照明光を照射する光源装置3と、狭帯域の照明光の下で撮像された撮像信号に対する信号処理を行う画像処理装置4とを備えている。画像処理装置4により生成された狭帯域画像はモニター5に供給されるようになっている。モニター5としては通常のカラ－モニターを採用することができる。すなわち、モニター5は、RGB入力端子（図示省略）を備えており、RGB入力端子に、R画像、G画像及びB画像の信号が供給されてカラ－表示を行う。
- [0013] 内視鏡2は、体腔内に挿入できる程度の外径を有する可撓性の挿入部21を有し、挿入部21の内部には、光源装置3から照射される光を導光するための、石英ファイバ等により構成されたライトガイドファイバ26が挿通さ

れている。ライトガイドファイバ26の一端は、光源装置3に対して着脱自在に接続されるコネクタ27に接続される。ライトガイドファイバ26の他端は、挿入部21の先端の先端部22に設けられた照明レンズ23の近傍に配置されている。なお、コネクタ27は光源装置3に接続されると共に後述する画像処理装置4にも接続される。

[0014] 光源装置3からの照明光は、ライトガイドファイバ26により挿入部21の先端部22に導かれ、照明レンズ23によって拡散されて被検体に照射される。また、先端部22には、被検体からの戻り光により被検体の光学像を結ぶための対物レンズ24と、その結像位置に配置された撮像素子としてのCCD（電荷結合素子）25とが設けられている。撮像手段を構成するCCD25は、画像処理装置4に設けられた図示しないCCD駆動回路によって駆動され（図示省略）、被検体を撮像し、撮像した被検体の光学像を映像信号に変換して、画像処理装置4に出力する。

[0015] 光源装置3は、キセノンランプ等により構成される光源31を備える。光源31は、白色光に近い波長帯域の光を発光する。光源31の照射光路上には、狭帯域フィルタ32、回転フィルタ33及び絞り34が配設されている。

[0016] 狭帯域フィルタ32は、光源31から発光される光の帯域を狭帯域にして回転フィルタ33に出射する。回転フィルタ33は狭帯域フィルタ32を通過した光の帯域を、狭帯域光観察に必要な波長帯域に制限する。絞り34は、回転フィルタ33を通過した光の光量を制限することにより、光量を調整する。絞り34は、後述する調光制御部49によって絞り量が制御されるようになっている。

[0017] 図2は、光源装置に設けられた回転フィルタの構成の一例を示す図である。回転フィルタ33は、円板形状で、周方向には、3つの開口が等しい角度で設けられており、3つの開口には、夫々フィルタ33G、33B1、33B2が取り付けられている。フィルタ33Gは、緑（G）の波長帯域を透過帯域とし、フィルタ33B1、33B2は、青（B）の波長帯域を透過帯域

としている。

[0018] 狭帯域フィルタ32及び回転フィルタ33によって、フィルタ33Gからは、例えば、540nmを中心とした530-550nmの狭帯域のG照明光が透過し、フィルタ33B1からは、例えば415nmを中心とした400-430nmの狭帯域のB照明光（以下、B1照明光という）が透過し、フィルタ33B2からは、フィルタ33B1と同様に、例えば415nmを中心とした400-430nmの狭帯域のB照明光（以下、B2照明光という）が透過する。このように、フィルタ33B1、33B2を透過した狭帯域のB1照明光、B2照明光は、同じ波長帯域である。

[0019] この回転フィルタ33は、中心が図示しない回転用モータの回転軸に取り付けられて、回転駆動されるようになっている。回転用モータの回転軸等には、図示しないエンコーダが取り付けられており、エンコーダによって回転用モータの回転、すなわち、回転フィルタ33の回転が検出可能である。後述する画像処理装置4は、回転フィルタ33の回転速度が一定となるように、回転用モータの回転を制御するようになっている（図示省略）。

[0020] このように本実施例においては、光源装置3からは狭帯域の照明光を用いて、被検体に対する撮像を行う。このため、通常広く用いられる広帯域の照明光を用いた場合に比較すると、照明光量が不足しがちになることがある。特に、ライトガイドファイバ26による光学的伝送特性上から、短波長B側での伝送ロスがより大きくなる傾向があり、先端部22の照明レンズ23から照明光として出射する場合におけるB照明光の出射光量は小さくなりやすい。

[0021] そこで、本実施例においては、回転フィルタ33の周方向に同一透過特性のフィルタ33B1、33B2を2つ配置し、これらの2つのフィルタ33B1、33B2を用いて回転フィルタ33が1回転される毎に、観察対象となる被検体の同一部位にB照明光を2回照射し、その戻り光によりB照明光に基づく2回の撮像を行う。例えば、1.5フレーム期間に回転フィルタ33を1回転させ、B照明光による撮像を2回行う。そして、2回の撮像を合

成することにより、B照明光に基づく撮像画像（B撮像画像）の明るさを向上させるようになっている。

[0022] なお、1.5フレーム期間にG照明光の照明による撮像を1回、B照明光の照明による撮像を2回行う例について説明するが、各色の狭帯域光による撮像を行う周期及び回数は適宜設定可能である。

[0023] しかしながら、狭帯域のB1照明光の戻り光に基づくB1撮像画像とB2照明光の戻り光に基づくB2撮像画像は時間的にずれた画像であり、これらの画像を合成することによって画質が劣化する虞がある。そこで、本実施例においては、狭帯域のB1照明光、B2照明光の一方の光のみによって十分な明るさの撮像画像が得られる場合には合成を行わない。また、狭帯域のB1照明光、B2照明光の一方の光のみでは十分な明るさの撮像画像が得られない場合には、明るさに応じて他方のB照明光に基づく撮像画像を合成することにより、画質劣化を抑制しながら、十分な明るさの撮像画像を得るようにしている。

[0024] この場合において、本実施例においては、画像処理装置4は、色変換マトリクス処理によって撮像画像の明るさを求めることにより、術者の感覚に応じた明るさ制御を行うようになっている。

[0025] 一方、以上に述べた構成によれば、内視鏡2のCCD25は、G照明光の戻り光に基づくG撮像画像をG信号として出力し、B1照明光の戻り光に基づくB1撮像画像をB1信号として出力し、B2照明光の戻り光に基づくB2撮像画像をB2信号として出力する。すなわち、内視鏡2から出力される映像信号には、これらのG信号、B1信号及びB2信号が含まれている。

[0026] 画像処理装置4は、アナログ処理部41と、A/D変換器42と、カラーバランス処理部48と、デジタル処理部43と、同時化制御部40と、同時化メモリ40aと、合成処理部45と、マトリクス処理部46と、D/A変換器47と、明るさ算出処理部44と、調光制御部49と、を有している。

[0027] アナログ処理部41は、内視鏡2からの映像信号に対して増幅処理等の所定のアナログ信号処理を施してA/D変換器42に出力する。

- [0028] A/D変換器42は、アナログ処理部41の出力をデジタル映像信号に変換した後、カラーバランス処理部48へ出力する。
- [0029] カラーバランス処理部48は、画像処理装置4のフロントパネルに設けられたカラーバランス調整スイッチ（図示省略）の操作に応じて決定した補正係数を、A/D変換器42から出力されるデジタル映像信号に含まれる各色信号（G信号、B1信号及びB2信号）に乗ずることによりカラーバランス調整を行い、当該カラーバランス調整を施したデジタル映像信号をデジタル処理部43へ出力する。
- [0030] デジタル処理部43は、カラーバランス処理部48から出力されるデジタル映像信号に対し、明るさ算出処理部44から出力されるクリップ輝度（クリップレベル） Y_c に基づくクリップ処理を施すことにより、当該クリップ処理を施したデジタル映像信号における輝度値の上限値を輝度値 Y_c に制限する。また、デジタル処理部43は、前述のクリップ処理を施したデジタル映像信号をG信号、B1信号及びB2信号に分離して同時化制御部40及び明るさ算出処理部44へ出力する。
- [0031] 同時化制御部40は、デジタル処理部43から出力されるG信号、B1信号及びB2信号を、R画像、G画像及びB画像を記憶する同時化メモリ40aに記憶させる。なお、同時化メモリ40aには、例えば夫々30フレーム分のG信号、B1信号及びB2信号が記憶される。そして、同時化制御部40は、色ズレが最小となるようなG信号、B1信号及びB2信号を同時化メモリ40aから読み出して合成処理部45へ出力する。
- [0032] 明るさ算出処理部44は、デジタル処理部43から出力されるG信号、B1信号及びB2信号に基づき、0.5フレーム毎に順番に撮像画像の明るさを算出する。本実施例においては、撮像画像の明るさをモニター5に実際に表示させた場合の明るさで評価するために、モニター5への表示に際して行われるマトリクス処理と同様のマトリクス処理を実施して明るさを求める。更に、本実施例においては、G照明光及びB1照明光による照明を、撮像に必ず用いるマスター照明とし、G照明光及びB2照明光による照明を、画像

の明るさが暗い場合に補助的に用いるスレーブ照明とする。マスター照明による撮像画像の明るさを求めるために、明るさ算出処理部44は、G信号及びB1信号に基づいて、マトリクス処理部52によるマトリクス処理を利用してマスター照明による輝度Y1を求める。また、スレーブ照明による撮像画像の明るさを求めるために、明るさ算出処理部44は、G信号及びB2信号に基づいて、マトリクス処理部52によりマトリクス処理を利用してスレーブ照明による輝度Y2を求める。図3は、明るさ算出処理部の具体的な構成の一例を示すブロック図である。

[0033] 平均値算出部50は、R画像、G画像、B画像に相当する信号の平均値であるSB1信号、SG信号及びSB2信号を算出する。

[0034] R画像明るさ算出部51R、G画像明るさ算出部51G及びB画像明るさ算出部51Bは、SB1信号、SG信号及びSB2信号によって、それぞれ明るさを求める。なお、本実施例においては、R画像の信号としてB1信号が用いられ、G画像の信号としてG信号が用いられ、B画像の信号としてB2信号が用いられる。

[0035] R画像明るさ算出部51R、G画像明るさ算出部51G及びB画像明るさ算出部51Bは、SB1信号、SG信号及びSB2信号を保持してから、Rf、Gf及びBfとしてマトリクス処理部52へ出力する。

[0036] マトリクス処理部52は、R画像明るさ算出部51R、G画像明るさ算出部51G及びB画像明るさ算出部51Bから出力されるRf、Gf及びBfを下記数式(1)に適用することにより、色変換に係るマトリクス演算を行う。この場合には、マトリクス処理部52は、下記数式(1)を用いたマトリクス演算によって、マスター照明及びスレーブ照明の夫々に対してマトリクス処理を行う。なお、下記数式(1)の α 、 β 及び γ は、マトリクス係数である。

[0037]
$$\begin{pmatrix} Rm \\ Gm \\ Bm \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \beta \\ 0 & 0 & \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Rf \\ Gf \\ Bf \end{pmatrix} \quad \dots(1)$$

マトリクス処理部52は、マスター照明に対するマトリクス処理またはスレーブ照明に対するマトリクス処理によって得られた出力値 R_m 、 G_m 及び B_m を輝度算出部53へ供給する。なお、本実施例においては、出力値 R_m としてG信号が、出力値 G_m としてB信号が、出力値 B_m としてB信号が輝度算出部53に供給される。

[0038] 輝度算出部53は、例えば、マトリクス処理部52から供給された出力値 R_m (G信号)、出力値 G_m (B信号) 及び出力値 B_m (B信号) を下記数式(2)に適用して演算を行うことにより、マスター照明による輝度 Y_1 を求める。

$$\begin{aligned}
 [0039] \quad Y_1 &= 0.3 R_m + 0.59 G_m + 0.11 B_m \\
 &= 0.3 (\alpha \cdot S_G) + 0.59 (\beta \cdot S_{B1}) + 0.11 (\gamma \cdot S_{B1}) \quad \dots (2)
 \end{aligned}$$

また、輝度算出部53は、例えば、マトリクス処理部52から供給された出力値 R_m (G信号)、出力値 G_m (B信号) 及び出力値 B_m (B信号) を下記数式(3)に適用して演算を行うことにより、スレーブ照明による輝度 Y_2 を求める。

$$\begin{aligned}
 [0040] \quad Y_2 &= 0.3 R_m + 0.59 G_m + 0.11 B_m \\
 &= 0.3 (\alpha \cdot S_G) + 0.59 (\beta \cdot S_{B2}) + 0.11 (\gamma \cdot S_{B2}) \quad \dots (3)
 \end{aligned}$$

明るさ算出処理部44は、目標輝度(明るさ目標値) Y_s と輝度 Y_1 との差($Y_s - Y_1$) = ΔY_1 を求める。そして、明るさ算出処理部44は、 $\Delta Y_1 \leq 0$ の場合、すなわち、マスター照明のみによって目標とする明るさが得られている場合には、スレーブ照明による撮像画像の合成比率 a ($0 \leq a \leq 1$)の値を0に設定するとともに、クリップ輝度 Y_c 及び目標輝度 Y_s の値をそれぞれ所定値に設定する。一方、明るさ算出処理部44は、 $\Delta Y_1 > 0$ の場合、すなわち、マスター照明のみでは目標とする明るさが得られない場合には、下記数式(4)を用いた演算により合成比率 a の値を求めるとともに、当該求めた合成比率 a の値に応じてクリップ輝度 Y_c 及び目標輝度 Y

s の値をそれぞれ設定する。

$$[0041] \quad \Delta Y 1 = Y 2 \times a \quad a = \Delta Y 1 / Y 2 \quad \dots (4)$$

狭帯域光観察においては、狭帯域のG照明光及びB照明光の各戻り光に基づき撮像画像を用いる。後述するマトリクス処理部46は、狭帯域光を用いた撮像によって得たG撮像画像及びB撮像画像からRGB画像の信号成分をマトリクス処理（色変換マトリクス処理）によって生成する。

[0042] 明るさ算出処理部44のマトリクス処理部52におけるマトリクス処理は、マトリクス処理部46におけるマトリクス処理と同様の処理である。すなわち、明るさ算出処理部44によるマトリクス演算は、モニター5のRGB入力に対応した信号を得るためのものであり、明るさ算出処理部44によって得られる輝度は、モニター上に表示される画像の輝度に対応したものであって、術者がモニター5を観察した場合に感じられる画像の明るさに対応するものである。

[0043] なお、輝度算出部53の演算に用いられる上記数式(2)及び(3)の係数は、モニター5に表示する狭帯域光観察画像として希望する色調に応じて、変更可能であることは明らかである。

[0044] 明るさ算出処理部44は、上記数式(4)の演算を経て得られた合成比率aを合成処理部45に出力し、合成比率aの値に応じて設定したクリップ輝度Ycをデジタル処理部43へ出力する。また、明るさ算出処理部44は、合成比率aの値に応じて設定した目標輝度Ysと、差分値ΔY1と、を調光制御部49へ出力する。

[0045] 調光制御部49は、明るさ算出処理部44から出力される目標輝度Ys及び差分値ΔY1に基づき、絞り34の絞り量を調整するための調光信号を生成して出力する。具体的には、調光制御部49は、例えば、明るさ算出処理部44から出力される目標輝度Ysに近づけるように、すなわち、明るさ算出処理部44から出力される差分値ΔY1の値を0に近づけるように絞り34の絞り量を調整するための調光信号を生成して出力する。そして、このような調光制御部49の制御により、G照明光の光量と、B照明光（B1照明

光及びB 2 照明光) の光量と、が調整される。

[0046] 合成処理部4 5 は、マスター照明による撮像画像とスレーブ照明による撮像画像とを、合成比率 a に基づいて合成する。すなわち、合成処理部4 5 は、合成比率 a が0 の場合には、デジタル処理部4 3 からマスター照明による撮像画像、すなわち、G 信号及びB 1 信号のみを用いた信号をマトリクス処理部4 6 に出力する。また、合成処理部4 5 は、合成比率 a が0 でない場合には、スレーブ照明による撮像画像、すなわち、G 信号及びB 2 信号と合成比率 a とによって得た信号を、マスター照明による撮像画像に基づく信号と合成する。

[0047] また、例えば、G 照明光の明るさがB 照明光よりも極めて明るい場合、すなわち、合成比率 a の値が1 になった場合には、電氣的に余剰な乗算が無くノイズの増加を抑えられる。

[0048] 下記数式 (5) は、マスター照明による撮像画像とスレーブ照明による撮像画像とを、合成比率 a に基づいて合成する際に用いられる演算式である。

[0049] なお、下記数式 (5) の R_{in} 、 G_{in} 及び B_{in} は、R 画像、G 画像及びB 画像の入力を示している。具体的には、本実施例の狭帯域光観察においては、同時化制御部4 0 からのB 2 信号が下記数式 (5) の R_{in} として合成処理部4 5 に入力され、同時化制御部4 0 からのG 信号が下記数式 (5) の G_{in} として合成処理部4 5 に入力され、同時化制御部4 0 からのB 1 信号が下記数式 (5) の B_{in} として合成処理部4 5 に入力される。また、下記数式 (5) の R_t 、 G_t 及び B_t は、合成信号のR 画像、G 画像及びB 画像の出力を示している。なお、下記数式 (5) においては、 $R_t = B_2$ として示されているが、後述するマトリクス処理により、モニター5 に供給されるR 画像の出力は略0 となる。

$$\begin{aligned}
 [0050] \quad \begin{pmatrix} R_t \\ G_t \\ B_t \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1+a & 0 \\ a & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1+a & 0 \\ a & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B_2 \\ G \\ B_1 \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} B_2 \\ (1+a)G \\ a \cdot B_2 + B_1 \end{pmatrix} \quad \dots(5)
 \end{aligned}$$

合成処理部45は、上記数式(5)を用いた演算を行うことにより合成信号を求め、当該求めた合成信号をマトリクス処理部46に出力する。

[0051] マトリクス処理部46は、マトリクス処理によって、モニター5のRGB入力に対応した信号を得る。下記数式(6)は、マトリクス処理部46によるマトリクス処理の一例を示している。なお、下記数式(6)の α 、 β 及び γ は、上記数式(1)の α 、 β 及び γ と同一の値に設定されるマトリクス係数である。また、下記数式(6)のRout、Gout及びBoutは、マトリクス処理後のR画像、G画像、B画像の出力を示している。

[0052] α 、 β 及び γ は、狭帯域光観察として希望する色調に応じて変更できる。これらは、大き過ぎず小さ過ぎないように、例えば、0.7~1.5の範囲で求めておき、複数の候補から選択する。この範囲を超えてしまうと、ノイズが増えたり、飽和しやすくなる。この条件の下で、 α だけは上記(5)式の(1+a)を考慮し、0.35~0.75の範囲で決めておく。当然、この考慮があるので、ノイズ増加や飽和増加は無いが、ダイナミックレンジが欠落しないようビット幅の拡張は必要である。

$$[0053] \begin{pmatrix} Rout \\ Gout \\ Bout \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & \alpha & 0 \\ 0 & 0 & \beta \\ 0 & 0 & \gamma \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Rt \\ Gt \\ Bt \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

上記数式(6)においては、Rtに対して0が乗算される。そのため、上記数式(5)でRt=B2と示されているが、Rt=0でも構わない。

D/A変換器47は、マトリクス処理部46の出力をアナログ信号に変換してモニター5に出力する。すなわち、(6)式のRout、Gout、Boutが、RGB入力としてモニター5に与えられる。モニター5は、入力されたRGB入力に応じた狭帯域光観察画像を表示する。

[0054] 次に、以上に述べたような構成を具備する本実施例の内視鏡装置1の作用について説明する。

[0055] 術者は、内視鏡装置1を使用する際には、図1に示すように、内視鏡2のコネクタ27を光源装置3及び画像処理装置4に接続する。これにより、図

1 に示す接続状態が得られる。術者は、図示しない電源スイッチを操作して光源装置 3、画像処理装置 4、モニター 5 それぞれを動作状態として、狭帯域光観察のための操作を行う。

[0056] 光源 3 1 から照射される光は、狭帯域フィルタ 3 2 及び回転フィルタ 3 3 によって、狭帯域の G 照明光、B 1 照明光及び B 2 照明光に変換され、絞り 3 4 によって明るさが調整された後、内視鏡 2 に供給される。各照明光は、ライトガイドファイバ 2 6 を介して、例えば、1 / 20 秒の周期において順次かつ略連続的に照明レンズ 2 3 から被検体側に照射される。

[0057] G 照明光、B 1 照明光及び B 2 照明光が被検体の同一の部位に対して照射されたそれぞれのタイミングにおいて、CCD 2 5 は、その部位からの戻り光による光学像を撮像する。CCD 2 5 の光電変換によって、G 照明光、B 1 照明光及び B 2 照明光の夫々の戻り光に対応した G 信号、B 1 信号及び B 2 信号が得られる。G 信号、B 1 信号及び B 2 信号を含む映像信号は、内視鏡 2 から画像処理装置 4 に与えられる。

[0058] なお、B 1 信号及び B 2 信号は、同一波長帯域の照明光を用いて同一の露光量で撮像されて得られる信号であり、1 フレーム内で短いタイミングずれがあることを除けば、略同一の条件で得られるものである。

[0059] 画像処理装置 4 に入力された映像信号は、アナログ処理部 4 1 によって所定のアナログ処理が施された後、A / D 変換器 4 2 によってデジタル信号に変換される。A / D 変換器 4 2 からのデジタル映像信号は、カラーバランス処理部 4 8 によるカラーバランス調整が施された後、デジタル処理部 4 3 に入力される。

[0060] デジタル処理部 4 3 は、カラーバランス処理部 4 8 から出力されるデジタル映像信号に対し、明るさ算出処理部 4 4 から出力されるクリップ輝度 Y_c に基づくクリップ処理を施し、当該クリップ処理を施したデジタル映像信号を G 信号、B 1 信号及び B 2 信号に分離して同時化制御部 4 0 及び明るさ算出処理部 4 4 へ出力する。

[0061] 明るさ算出処理部 4 4 は、マトリクス処理部 5 2 におけるマトリクス処理

により、マスター照明による輝度 Y_1 とスレーブ照明による輝度 Y_2 とをそれぞれ算出する。また、明るさ算出処理部44は、目標輝度 Y_s と輝度 Y_1 との差分値 ΔY_1 を算出し、当該算出した差分値 ΔY_1 を用いて合成比率 a を求め、さらに、当該求めた合成比率 a の値に応じてクリップ輝度 Y_c 及び目標輝度 Y_s の値をそれぞれ設定する。

[0062] ここで、本実施例によれば、目標輝度 Y_s は、画像処理装置4が起動した直後のタイミングにおいては、所定の初期値 Y_{db} に設定され、また、画像処理装置4が動作状態にある場合においては、合成比率 a の値に応じた値として設定される。具体的には、目標輝度 Y_s は、例えば、合成比率 a が0以上かつ所定の閾値 T_{H1} 未満の場合には輝度 Y_t に設定され、合成比率 a が所定の閾値 T_{H1} 以上かつ1以下の場合には輝度 Y_t より大きな輝度 Y_u に設定される。

[0063] なお、本実施例によれば、合成比率 a の値のみに応じて目標輝度 Y_s が設定されるものに限らず、例えば、カラーバランス処理部48によるカラーバランス調整が、A/D変換器42から出力されるデジタル映像信号に含まれる各色信号の信号レベルを減少させるような(1.0未満の)補正係数を用いて行われたことを検出した場合において、明るさ算出処理部44は、合成比率 a の値にかかわらず、目標輝度 Y_s を輝度 Y_u 以上の輝度 Y_w に設定するようにしてもよい。

[0064] 一方、本実施例によれば、クリップ輝度 Y_c は、画像処理装置4が起動した直後のタイミングにおいては、所定の初期値 Y_{dc} (例えば $Y_{dc}=200$)に設定され、また、画像処理装置4が動作状態にある場合においては、合成比率 a の値に応じた値として設定される。具体的には、クリップ輝度 Y_c は、例えば、合成比率 a とクリップ輝度 Y_c との間の相関を図4のように規定したデータに基づいて設定される。図4は、合成比率 a とクリップ輝度 Y_c との間の相関の一例を示す図である。

[0065] 図4によれば、 $a=0$ の場合にはクリップ輝度 $Y_c=160$ に設定され、 $a=1$ の場合にはクリップ輝度 $Y_c=200$ に設定され、さらに、 $0 < a <$

1 の場合には a の値の増加に比例して $160 < Y_c < 200$ の範囲内で Y_c の値が増加するように設定される。すなわち、図4によれば、 $0 \leq a \leq 1$ かつ $160 \leq Y_c \leq 200$ の範囲内において、合成比率 a とクリップ輝度 Y_c とが比例関係を有している。

[0066] なお、本実施例によれば、クリップ輝度 Y_c は、合成比率 a とクリップ輝度 Y_c との間の相関を図5のように規定したデータに基づいて設定されるものであってもよい。図5は、合成比率 a とクリップ輝度 Y_c との間の相関の、図4とは異なる例を示す図である。

[0067] 図5によれば、 $a = 0$ の場合にはクリップ輝度 $Y_c = 160$ に設定され、 $0.6 \leq a \leq 1$ の場合にはクリップ輝度 $Y_c = 200$ に設定され、 $0 < a < 0.6$ の場合には a の値の増加に比例して $160 < Y_c < 200$ の範囲内で Y_c の値が増加するように設定される。すなわち、図5によれば、 $0 \leq a \leq 0.6$ かつ $160 \leq Y_c \leq 200$ の範囲内において、合成比率 a とクリップ輝度 Y_c とが比例関係を有している。

[0068] 明るさ算出処理部44は、前述のように求めた合成比率 a を合成処理部45に出力し、前述のように設定したクリップ輝度 Y_c をデジタル処理部43へ出力する。また、明るさ算出処理部44は、前述のように設定した目標輝度 Y_s と、差分値 ΔY_1 と、を調光制御部49へ出力する。

[0069] 調光制御部49は、明るさ算出処理部44から出力される目標輝度 Y_s 及び ΔY_1 に基づき、絞り34の絞り量を調整するための調光信号を生成して出力する。

[0070] 合成処理部45は、明るさ算出処理部44から出力される合成比率 a を上記数式(5)に適用することにより合成信号を求め、当該求めた合成信号をマトリクス処理部46に出力する。

[0071] 合成処理部45から出力された合成信号は、マトリクス処理部46に与えられてマトリクス処理され、表示系におけるR画像、G画像及びB画像の信号が得られる。マトリクス処理部46の出力はD/A変換器47によってアナログ信号に戻された後、モニター5に供給される。

- [0072] 以上に述べたように、本実施例によれば、合成比率 a の値に応じた目標輝度 Y_s 及びクリップ輝度 Y_c を設定することができる。そのため、本実施例によれば、例えば、CCD 25 の画素サイズが小さい（飽和レベルが低い）場合であっても、画素毎の飽和レベルのばらつきに起因する画質の低下を抑制することができ、その結果、狭帯域光観察画像の画質を従来に比べて向上させることができる。
- [0073] なお、本実施例によれば、例えば、合成処理部 45 から出力された合成信号を複数フレーム分蓄積可能なフレームメモリ（図示省略）を画像処理装置 4 に設けることにより、モニター 5 にフリーズ画像を表示させるための指示が行われた際に、合成比率 a の値が最小となる合成信号を、当該メモリに蓄積された各合成信号の中から選択してマトリクス処理部 46 に出力させるようにしてもよい。
- [0074] また、本実施例によれば、例えば、合成処理部 45 から出力された合成信号を複数フレーム分蓄積可能なフレームメモリ（図示省略）を画像処理装置 4 に設けることにより、モニター 5 にフリーズ画像を表示させるための指示が行われた際に、当該指示のタイミングからの経過時間が所定時間以下であるととも、合成比率 a の値が所定値以下となる合成信号を、当該メモリに蓄積された合成信号の中から選択してマトリクス処理部 46 に出力させるようにしてもよい。
- [0075] また、本実施例によれば、例えば、画像ファイリング装置等の周辺機器が画像処理装置 4 に接続された際に、当該周辺機器の設定と当該画像処理装置 4 の設定とが相互に連動して切り替えられるようにしてもよい。
- [0076] また、本実施例によれば、例えば、対物レンズ 24 の中心位置と CCD 25 の有効画素領域の中心位置との位置関係を示す情報が、内視鏡 2 に設けられたメモリ（図示省略）に予め格納されるとともに、当該メモリから読み込んだ当該情報に基づき、モニター 5 に表示させる観察画像の中心位置を対物レンズ 24 の中心位置に合わせるような位置調整処理が行われるようにしてもよい。

- [0077] また、本実施例によれば、例えば、カラーバランス処理部48によるカラーバランス調整が、A/D変換器42から出力されるデジタル映像信号に含まれる各色信号の信号レベルを減少させるような（1.0未満の）補正係数を用いて行われた場合において、光源31の光量を低下させるための制御が行われるようにしてもよい。
- [0078] また、本実施例によれば、例えば、術者の操作に応じた種々の指示が可能な複数のスコープスイッチ（図示省略）を内視鏡2に設けるとともに、画像処理装置4に接続された内視鏡2において使用可能な機能を検出した結果に応じ、当該複数のスコープスイッチの操作により実施可能な指示を適宜割り当てるようにしてもよい。
- [0079] また、本実施例によれば、例えば、動きの激しい被写体を撮像する場合における回転フィルタ33の回転速度を、動きの穏やかな被写体を撮像する場合における回転フィルタ33の回転速度に比べて高速化することにより、モニター5に表示されるフリーズ画像の色ずれを軽減するようにしてもよい。
- [0080] また、本実施例によれば、例えば、G照明光を発するLEDと、B1照明光を発するLEDと、B2照明光を発するLEDと、を設けた光源装置を使用する場合において、観察に適した明るさの狭帯域光観察画像を生成することが可能な発光時間が各LED毎に設定されるとともに、当該設定された各LED毎の発光時間に応じて狭帯域光観察画像をモニター5に表示する際のフレームレートが変化するようにしてもよい。
- [0081] また、本実施例によれば、例えば、光源31の駆動電流（ランプ電流）を増加または減少させることにより、光源装置3から照射される光の光量を、絞り34の絞り量で調整可能な範囲外の光量に調整するようにしてもよい。
- [0082] また、本実施例の調光制御部49は、例えば、明るさ算出処理部44から出力される目標輝度 Y_s 及び ΔY_1 と、ライトガイドファイバ26から照射される照明光の配光状態の検出結果と、に基づいて調光信号を生成するように構成されていてもよい。
- [0083] 本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱

しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

[0084] 本出願は、2013年3月25日に日本国に出願された特願2013-62433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。

請求の範囲

[請求項1]

所定の時間内に、第1の帯域の照明光による照明を1回行うとともに、第2の帯域の照明光による照明をN回 ($N \geq 2$ の整数) 行う照明部と、

前記照明部により照明された被写体を撮像し、前記第1の帯域の照明光の照明に基づく第1の撮像信号及び前記第2の帯域の照明光の照明に基づく第2の撮像信号を出力する撮像部と、

前記第1の撮像信号及び前記第2の撮像信号における輝度値の上限値を、クリップレベルに応じて制限する処理を行うクリップ処理部と、

前記第1の帯域の照明光による照明に基づく第1の撮像信号とK回 ($1 \leq K < N$ の整数) の照明に基づく第2の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理により第1の明るさを算出し、前記第1の帯域の照明光による照明に基づく第1の撮像信号とN-K回の照明に基づく第2の撮像信号とを用いた色変換マトリクス処理により第2の明るさを算出する明るさ算出部と、

明るさ目標値と前記第1の明るさとの差分値に応じた合成比率を算出する合成比率算出部と、

前記合成比率算出部により算出された前記合成比率を前記第2の明るさの元となる前記第1及び第2の撮像信号に対して乗算した後、前記第1の明るさの元となる前記第1及び第2の撮像信号に合成する合成処理部と、

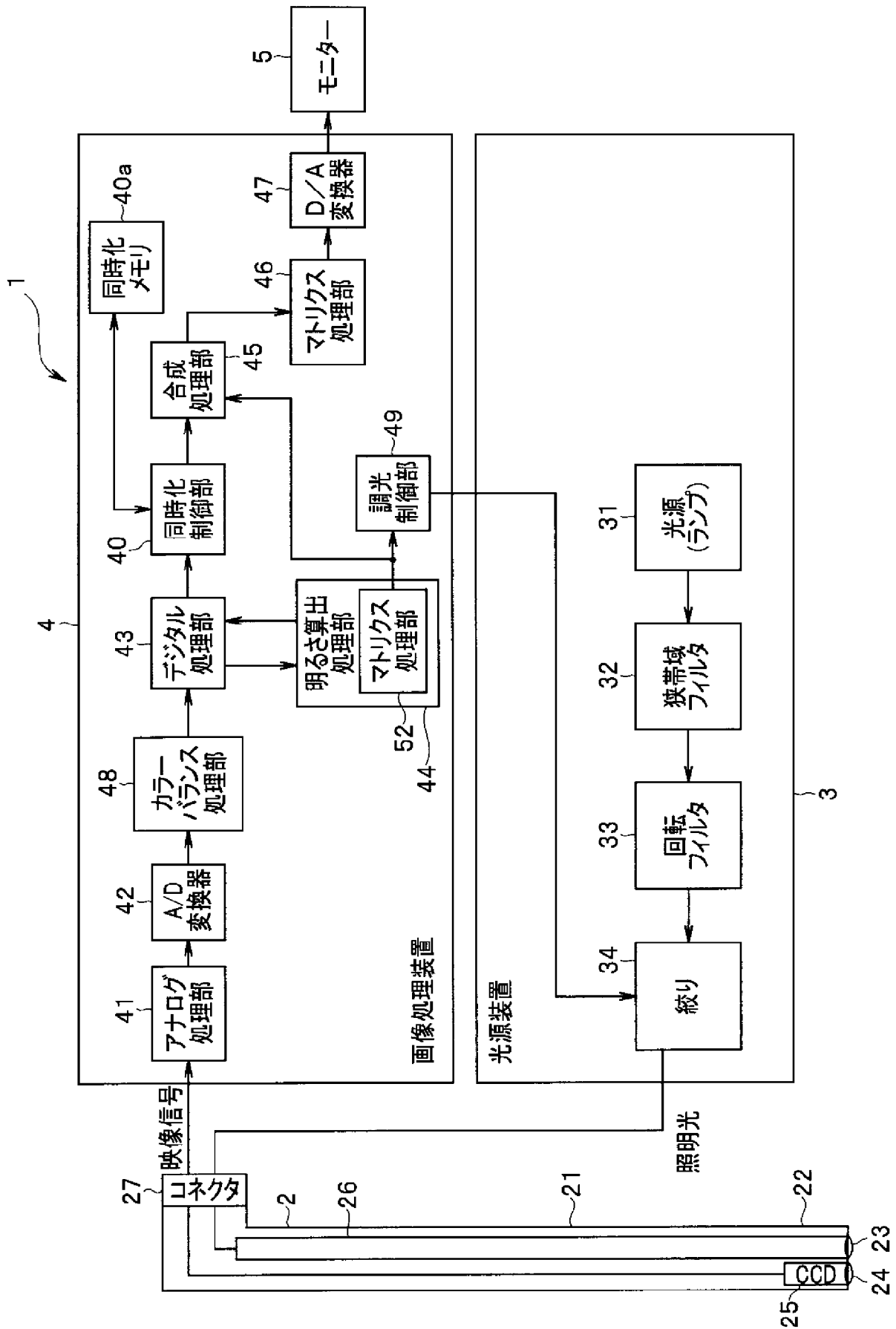
前記明るさ目標値及び前記差分値に基づいて前記照明部に対する制御を行うことにより、前記第1の帯域の照明光の光量と、前記第2の帯域の照明光の光量と、を調整する調光制御部と、

前記合成比率算出部により算出された前記合成比率に応じて前記クリップレベル及び前記明るさ目標値を設定する設定部と、

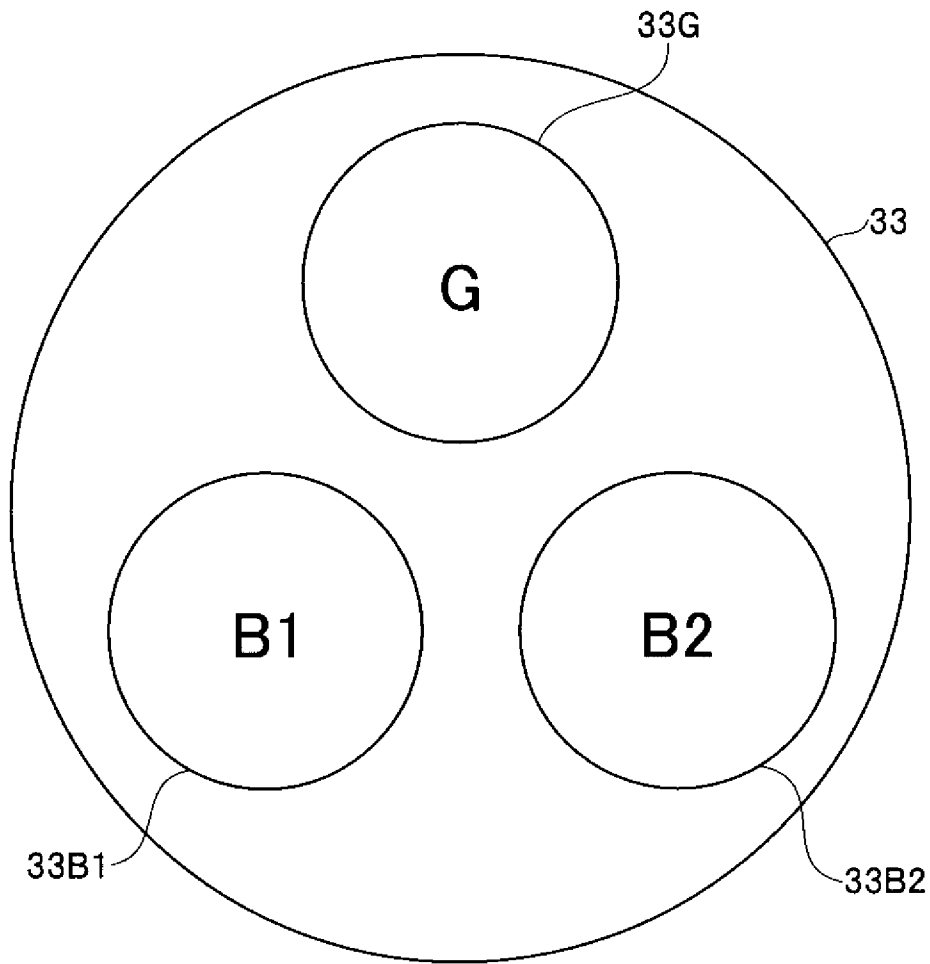
を有することを特徴とする内視鏡装置。

- [請求項2] 前記設定部は、前記合成比率の増加に比例して、前記クリップレベルを所定の範囲内において増加させるように設定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] 前記設定部は、前記合成比率が0以上かつ所定の閾値未満の場合には、前記明るさ目標値を第1の値に設定し、前記合成比率が前記所定の閾値以上かつ1以下の場合には、前記明るさ目標値を、前記第1の値より大きな第2の値に設定することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。
- [請求項4] 前記クリップ処理部の前段において、前記第1の撮像信号及び前記第2の撮像信号に対してカラーバランス調整を施すカラーバランス処理部をさらに有し、
前記設定部は、前記カラーバランス処理部のカラーバランス調整により、前記第1の撮像信号及び前記第2の撮像信号のうちの少なくとも一方の撮像信号の信号レベルが減少したことを検出した場合においては、前記合成比率にかかわらず、前記明るさ目標値を前記第2の値以上の第3の値に設定することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。
- [請求項5] $N = 2$ かつ $K = 1$ であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

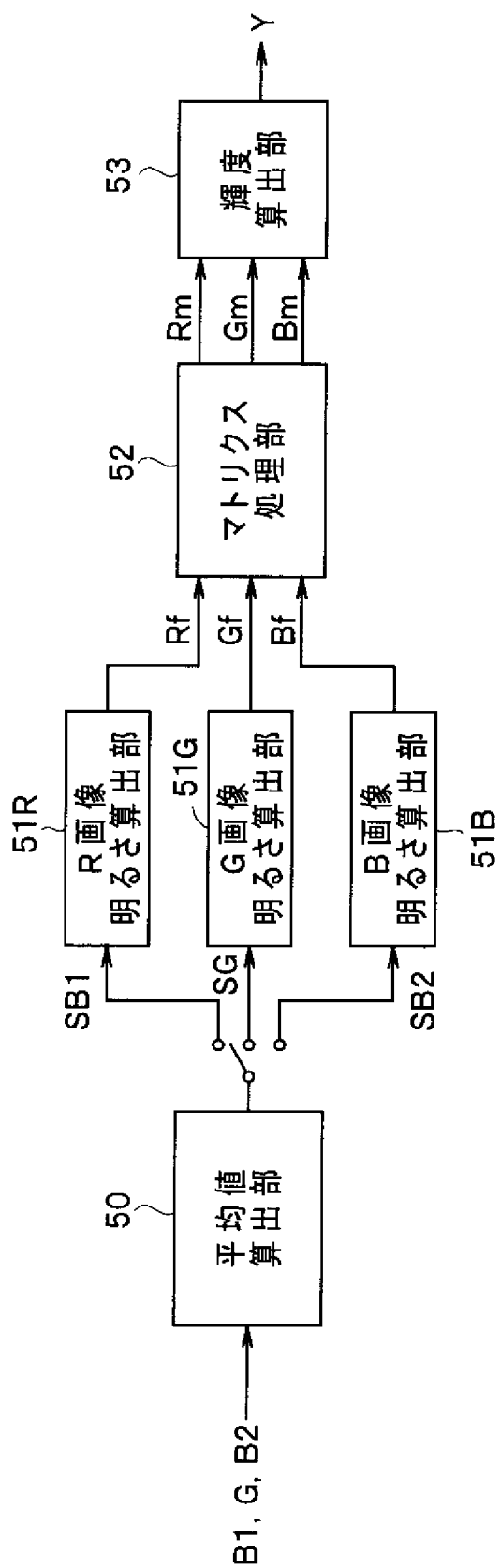
[図1]



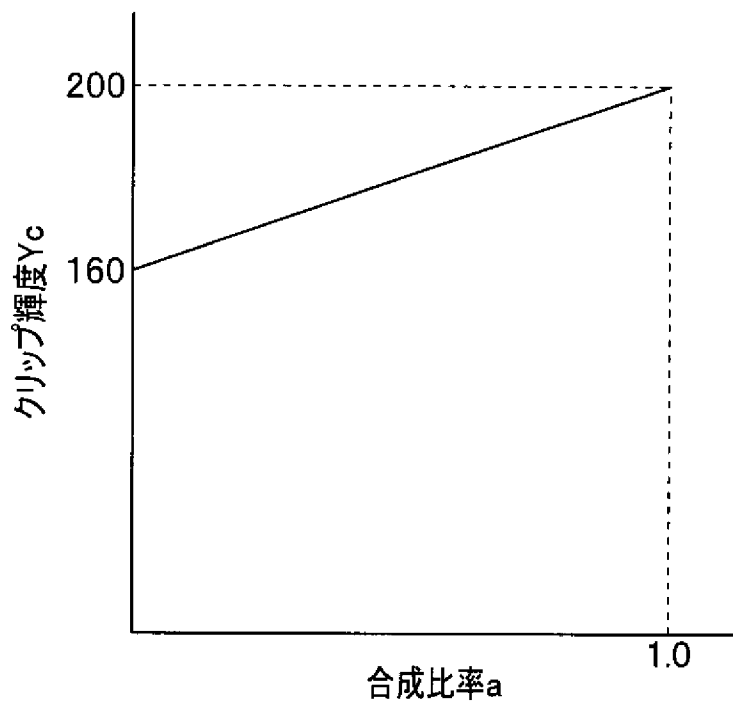
[図2]



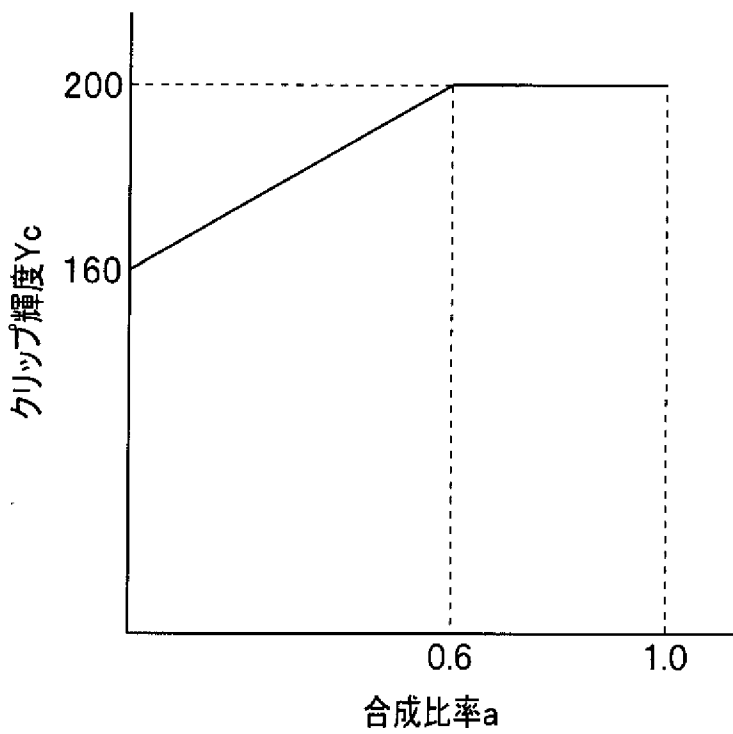
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/051368

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/00(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

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 | 1996-2014 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2014 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2014 |

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 | WO 2010/131620 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 November 2010 (18.11.2010), entire text; all drawings & JP 4728450 B & US 2011/0069199 A1 & EP 2347692 A1 & WO 2010/131620 A1 & CN 102245078 A | 1-5 |
| A | WO 2013/031701 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 07 March 2013 (07.03.2013), entire text; all drawings (Family: none) | 1-5 |

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

| | |
|---|--|
| * Special categories of cited documents: | "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 |
| "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance | "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 |
| "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date | "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 |
| "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) | "&" document member of the same patent family |
| "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 | |

| | |
|--|---|
| Date of the actual completion of the international search 15 April, 2014 (15.04.14) | Date of mailing of the international search report 28 April, 2014 (28.04.14) |
|--|---|

| | |
|--|--------------------|
| Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office | Authorized officer |
| Facsimile No. | Telephone No. |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/051368

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 2010-279454 A (Olympus Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), entire text; all drawings (Family: none) | 1-5 |

| | | |
|---|---|----------------|
| A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i | | |
| 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 | | |
| 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 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014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 | WO 2010/131620 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2010.11.18, 全文、全図 & JP 4728450 B & US 2011/0069199 A1 & EP 2347692 A1 & WO 2010/131620 A1 & CN 102245078 A | 1 - 5 |
| A | WO 2013/031701 A1（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2013.03.07, 全文、全図（ファミリーなし） | 1 - 5 |
| A | JP 2010-279454 A（オリンパス株式会社）2010.12.16, 全文、全図 （ファミリーなし） | 1 - 5 |
| <input 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 | 国際調査報告の発送日 | |
| 15.04.2014 | 28.04.2014 | |
| 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） 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | 2Q 4077 |